



TESIS - TE142599

**KOMPLEKS AKUISISI DAN ANALISIS DATA GAIT
UNTUK KARAKTERISASI NORMAL DAN
PRODUKSI *CONTROL RULES* DARI *LOWER LIMB
FES (FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATOR)***

NITA ZELFIA DINIANTI LUZI MULYAWATI
2213204202

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN TEKNIK ELEKTRONIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2017



TESIS - TE142599

**KOMPLEKS AKUISISI DAN ANALISIS DATA GAIT
UNTUK KARAKTERISASI NORMAL DAN
PRODUKSI *CONTROL RULES* DARI *LOWER LIMB*
FES (*FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATOR*)**

NITA ZELFIA DINIANTI LUZI MULYAWATI
2213204202

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN TEKNIK ELEKTRONIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2017

LEMBAR PENGESAHAN

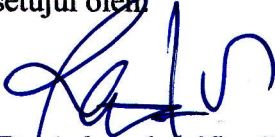
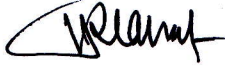



Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Magister Teknik (M.T)
di
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

oleh:

Nita Zelfia Dinianti Luzi Mulyawati
NRP. 2213204202

Tanggal Ujian : 31 Mei 2017
Periode Wisuda : September 2017

Disetujui oleh

- 
1. Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng. (Pembimbing I)
NIP: 19710314 199702 1 001
- 
2. Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT (Penguji)
NIP: 19700212 199512 1 001
- 
3. Ir. Djoko Purwanto, M. Eng., Ph.D (Penguji)
NIP: 19651211 199002 1 002
- 
4. Dr. Muhammad Rivai, ST., MT (Penguji)
NIP: 19690426 199403 1 003
- 
5. Ronny Mardiyanto, ST., MT., Ph.D (Penguji)
NIP: 19810118 200312 1 003



Dekan Fakultas Teknologi Elektro

Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
NIP. 197002121995121001

Halaman ini sengaja dikosongkan

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi keseluruhan Tesis saya dengan judul **“KOMPLEKS AKUISISI DAN ANALISIS DATA GAIT UNTUK KARAKTERISASI NORMAL DAN PRODUKSI *CONTROL RULES* DARI *LOWER LIMB FES (FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATOR)*”** adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Juli 2017



Nita Zelfia Dinianti Luzi Mulyawati

NRP. 2213204202

Halaman ini sengaja dikosongkan

KOMPLEKS AKUISISI DAN ANALISIS DATA GAIT UNTUK KARAKTERISASI NORMAL DAN PRODUKSI *CONTROL RULES* DARI *LOWER LIMB FES (FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATOR)*

Nama mahasiswa : Nita Zelfia Dinianti Luzi Mulyawati
NRP : 2213204202
Pembimbing : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRAK

Data gait adalah salah satu data biometrik dan didefinisikan sebagai pola gerakan dari lower limb. Analisis medis gait sangat penting untuk pengobatan, diagnosis, dan referensi untuk terapi. Buku ini diharapkan menghasilkan fase gait, parameter kinematik, parameter kinetik, dan parameter kinesiologi dari sinyal otot dengan menggunakan kompleks akuisisi data untuk mendapatkan data gait dari normal subjek. Data gait diambil menggunakan 4 instrumen, yaitu Optotrak Certus 3020, Vernier Force Plate, 8 *channels* LE-EMG yang dibuat sendiri, dan *wearable sensor* yang terdiri dari sensor *accelerometer*, *gyroscope*, dan *Force Sensitive Resistor (FSR)*. Hasil dari FSR (kinetik), *wearable sensor* (kinematik), LE-EMG (kinesiologi), dan Optotrak Certus 3020 (kinematik) diintegrasikan bersama sehingga perbedaan hasil dapat terlihat dan dapat dibandingkan. Data LE sinyal otot dari *hardware* dan *software* dibandingkan. Analisa data dari *Force Plate* akan menghasilkan analisis kinetik berupa, Fmax, Fmin, FTO, dan FHS. Penelitian ini dapat mengambil atau mengukur data gait dengan menggunakan 4 instrument dalam satu waktu bersamaan, dan menghasilkan, fase gait, parameter kinetik, kinematik, dan kinesiologi. Hasil perbandingan antara sinyal LE *hardware* dan LE *software* sedikit tergeser ke kanan. Parameter kinetik yang didapat dari data force plate, Fmax1 berada pada 0-40% *stance time*, Fmin berada pada 40-60% *stance time*, Fmax2 berada pada 60-100% *stance time*, serta FHS dan FTO berhasil didapatkan. Penelitian ini menghasilkan data gait sebanyak 20 subjek dengan 11 subjek perempuan dan 9 subjek laki-laki, berumur 20-27 tahun. Pada subjek laki-laki kecepatan berjalan pada rentang pada 0.59 m/s sampai 0.63 m/s dan kecepatan berjalan perempuan adalah 0.38 m/s sampai 0.50 m/s. Data sudut sendi yang diambil dengan menggunakan *wearable sensor* dan Optotrak Certus 3020 dan diintegrasikan memiliki pola yang sama tetapi fase gait yang didapatkan berbeda. Penelitian kedepannya, perangkat LE-EMG dapat dibuat lebih kecil dengan menggunakan rangkaian *surface-mount device* agar dapat dipakai pada badan subjek dan diharapkan dapat mengurangi kabel dengan cara pengiriman data dengan menggunakan *bluetooth*. Penelitian ini selanjutnya dapat ditindak lanjut dengan menambah data subjek normal dan abnormal dengan rentang umur lebih besar, yaitu dari anak-anak sampai manula untuk dijadikan database dan nantinya

dapat digunakan untuk keperluan rehabilitasi dan para peneliti untuk referensi pembuatan *control rules* dari FES (*Functional Electrical Stimulator*).

Kata kunci: analisa gait, LE-EMG, Optotrak Certus 3020, Vernier Force Plate, Wearable sensor

***COMPLEX GAIT DATA ACQUISITION AND ANALYSIS FOR
NORMAL CHARACTERIZATION AND LOWER LIMB FES
(FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATOR) CONTROL
RULES PRODUCTION***

By : Nita Zelfia Dinianti Luzi Mulyawati
Student Identity Number : 2213204202
Supervisor(s) : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRACT

Gait data is one of biometric data and defined as pattern movement of lower limb. Clinical gait analysis is important for treatment, diagnosis, and reference for therapy. This paper presents gait phase, kinematic parameters, kinetic parameters, and kinesiological of muscle signal using complex data acquisitions to get gait data of normal subject. Gait data were taken using 4 instruments, Optotrak certus 3020, Vernier Force Plate, 8 channels self-design LE EMG, and wearable sensor that consist of accelerometers, gyroscopes, and Force Sensitive Resistor (FSRs). The results of FSR (kinetics), wearable sensors (kinematics), LE-EMG (kinesiology), Optotrak Certus 3020 (kinematics) were integrated together so different results can be seen from the data. The data of LE hardware and LE software from muscle signal were compared. The analysis result of Force Plate was obtaining kinetics analysis, such as Fmax, Fmin, FTO, and FHS. This study was able to take gait data using 4 instruments simultaneously and kinetics, kinematics, and kinesiological gait analysis were succeed to made. The comparison of LE hardware signal and LE software signal was little shifted. Kinetics parameter from force plate data, such as Fmax1 in 0-40% stance time, Fmin in 40-60% stance time, Fmax2 in 60-100% stance time, and FHS and FTO successfully obtained. This study presented gait data from 20 subjects, 11 women and 9 men. The result of gait speed from men subjects was 0.59 m/s until 0.63 m/s and gait speed of women subjects was 0.38 m/s until 0.50 m/s. Kinematics data or angle of joint were measured with wearable sensor and Optotrak Certus 3020 had same pattern but had different gait phase. In the future, LE-EMG devices can be made smaller by using a surface-mount devices, so the device can be used on the subject's body and bluetooth can be used to send data and reduce the cable. Further, data can be reproduced to get more normal and abnormal gait data with age of subject from child to adult/older person and use for rehabilitation purpose and for reference to make control rules of FES (Functional Electrical Stimulator).

Key words: Gait analysis, LE-EMG, Optotrak Certus 3020, Vernier Force Plate, Wearable sensor

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah Subhanahu Wa Ta'ala atas limpahan nikmat Islam, Iman, ilmu dan kesehatan kepada penulis sehingga penulis dapat menyelesaikan tesis yang berjudul “Kompleks Akuisisi dan Analisis Data Gait untuk Karakterisasi Normal dan Produksi *Control Rules* dari *Lower Limb FES (Functional Electrical Stimulator)*”. Tesis ini disusun untuk memenuhi persyaratan dalam menyelesaikan Program Pascasarjana Teknik Elektronika di Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Tesis ini tidak dapat tersusun dengan baik tanpa bimbingan, bantuan dan dukungan dari banyak pihak yang diberikan kepada penulis. Oleh karena itu penulis memberikan ucapan terimakasih dan penghargaan yang sebesar-besarnya kepada :

1. Bapak Achmad Arifin, ST., M.Eng., Ph.D selaku dosen wali dan sekaligus dosen pembimbing yang telah membimbing penulis dengan penuh kesabaran dan dedikasi yang tinggi sehingga penulis dapat menyelesaikan tesis ini dengan baik. Terima kasih kami ucapkan kepada beliau atas kesempatan yang diberikan kepada penulis untuk bergabung sebagai anggota Biomedical Engineering serta atas kenyamanan dan fasilitas yang lengkap di laboratorium Biomedik B205 Jurusan Teknik Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
2. Bapak Ir. Djoko Purwanto, M.Eng., Ph.D selaku dosen penguji dalam ujian tesis yang telah memberikan saran-saran yang sangat bermanfaat bagi penulis.
3. Bapak Dr. Muhammad Rivai, ST., MT selaku dosen penguji dalam ujian tesis yang telah memberikan saran-saran yang sangat bermanfaat bagi penulis.
4. Bapak Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT selaku dosen penguji dalam ujian tesis yang telah memberikan saran-saran yang sangat bermanfaat bagi penulis.

5. Bapak Ronny Mardiyanto, ST., MT., Ph.D selaku dosen penguji dalam ujian tesis yang telah memberikan saran-saran yang sangat bermanfaat bagi penulis.
6. Kepada Koordinator Pascasarjana Teknik Elektronika, Koordinator Pascasarjana Jurusan Teknik Elektro dan Ketua Jurusan Teknik Elektro sertakaryawan Pascasarjana Teknik Elektro yang telah membantu penulis dalam segala urusan administrasi selama menempuh kuliah di ITS.
7. Kepada Ibu, Alm. ayah, dan tante yang sudah memberikan banyak dukungan dan semangat untuk menyelesaikan tesis ini.
8. Rekan-rekan S1 dan S2 angkatan 2013, 2014, juga rekan-rekan Lab.B205 yang telah banyak membantu dalam menyelesaikan tesis ini.
9. Kepada Achmad Nur Aliyansah yang selalu memberikan semangat dan menemani dalam mengerjakan tesis serta selalu membantu dalam pengambilan data tesis yang menggunakan banyak sekali instrumen.
10. Seluruh pihak yang membantu penulis dalam menyelesaikan tesis ini dengan baik.

Menyadari bahwa tesis ini masih jauh dari kata sempurna, maka kritik dan saran sangat penulis harapkan untuk perbaikan dimasa datang. Penulis berharap agar tesis ini dapat bermanfaat.

Surabaya, Juni 2017

Penulis

TABLE OF CONTENT

LEMBAR PENGESAHAN.....	iii
PERNYATAAN KEASLIAN TESIS.....	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
TABLE OF CONTENT	xiii
DAFTAR GAMBAR.....	xvii
DAFTAR TABEL	xix
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	5
1.3 Tujuan dan Manfaat	6
BAB 2 KAJIAN PUSTAKA.....	7
2.1 Analisa Fase Gait	7
2.2 Analisa Kinetik	9
2.3 Analisa Temporal.....	10
2.4 Aktivitas Otot.....	11
2.2 <i>NDI (North Digital Inc) Optotrak Certus3020</i>	12
2.3 <i>Wearable Sensor</i>	15
2.4 <i>Force Plate</i>	18
2.5 <i>EMG (Electromyogram)</i>	20
BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN	23
3.1 Pengambilan Data Menggunakan 4 Instrumen.....	26
3.2 Optotrak Certus 3020	27
3.2.1 Peletakkan Marker	28
3.2.2 Pengambilan Data dengan Optotrak Certus 3020	28
3.2.3 Interpolasi Linear.....	29
3.2.4 Pengolahan Data Marker Optotrak Certus 3020	29
3.2.5 Perhitungan Sudut.....	30
3.2.6 Penentuan Fase Gait dan Parameter Temporal	31
3.3 <i>Force Plate</i>	32

3.3.1	Pengambilan Data dengan <i>Force Plate</i>	32
3.3.2	Pengolahan Data <i>Force Plate</i>	32
3.3.3	<i>Moving Average</i>	34
3.4	<i>Linear Envelope Electromyography (LE-EMG)</i>	35
3.4.1	Pengambilan Data Aktivitas Otot.....	36
3.4.2	Desain Instrumentasi LE-EMG	36
3.4.3	Rangkaian Instrumentasi Amplifier.....	37
3.4.4	Rangkaian <i>High Pass Filter</i> +40dB/dec 20 Hz	38
3.4.5	Rangkaian <i>Band Stop Filter</i> +40dB/dec 50 Hz.....	39
3.4.6	Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> -40dB/dec 300 Hz.....	40
3.4.7	Rangkaian Penyearah.....	41
3.4.8	Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> -40dB/dec 2 Hz.....	42
3.4.9	Rangkaian Penguat Non Inverting.....	42
3.4.10	Akuisisi Data LE-EMG.....	43
3.4.11	Perancangan Pengolahan Data Gerakan Berjalan	43
3.4.12	Grafik <i>Foot Switch (FTSW)</i>	44
3.4.13	Pengambilan Data <i>Raw</i> dan LE.....	45
3.4.14	Pengolahan Data Perbandingan <i>Raw</i> dan LE.....	46
3.5	<i>Wearable Sensor</i>	47
3.5.1	Penempatan Sensor pada <i>Lower Limb</i>	48
3.5.2	<i>Accelerometer</i>	49
3.5.3	<i>Gyroscope</i>	49
3.5.4	<i>Force Sensitive Resistor</i>	52
3.5.5	Perancangan Perangkat Lunak pada Mikrokontroler	53
3.5.6	<i>Kalman Filter</i>	54
3.5.7	Penurunan Persamaan Sudut <i>Joint</i>	54
3.5.8	Pengukuran <i>Lower Limb Joint Angles</i> Menggunakan Sensor Fusion 56	
3.5.9	Pengukuran Fase Gait	58
3.6	Integrasi Data dari 3 Instrumen.....	59
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN		61
4.1	Kalibrasi Jarak dengan Optotrak Certus 3020	61
4.2	Analisa Data Optotrak Certus 3020	63

4.3	Kalibrasi <i>Force Plate</i>	64
4.4	<i>Moving Average</i> pada Data <i>Force Plate</i>	68
4.5	Fmaks Fmin FHS dan FTO Data <i>Force Plate</i>	68
4.6	Frekuensi Sinyal Otot.....	70
4.7	Uji Rangkaian LE-EMG.....	70
4.7.1	<i>High Pass Filter</i> +40dB/dec 20 Hz	70
4.7.2	<i>Low Pass Filter</i> -40dB/dec 300 Hz	72
4.7.3	<i>Band Stop Filter</i> 40dB/dec 50 Hz	73
4.7.4	<i>Low Pass Filter</i> -40dB/dec 2 Hz	75
4.7.5	Pengujian Rangkaian Non Inverting Amplifier.....	76
4.8	Perbandingan Sinyal Hasil LE <i>Software</i> dan <i>Hardware</i>	77
4.9	Sinyal EMG Satu <i>Stride</i>	78
4.10	Foot Switch (FTSW) dari <i>Force Sensitive Resistor</i> (FSR).....	82
4.11	Fase Gait dengan <i>Force Sensitive Resistor</i> (FSR)	82
4.12	Analisa Kinematik dengan Wearable Sensor	83
4.13	Analisa Kinetik, Kinematik, dan Kiniseology (<i>Onset-Offset</i>)	83
BAB 5 KESIMPULAN.....		89
5.1	Kesimpulan.....	89
5.2	Saran.....	90
DAFTAR PUSTAKA		91
LAMPIRAN		95
RIWAYAT HIDUP PENULIS.....		115



..... 115

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Gait cycle (Hartmann M dkk, 2010).....	9
Gambar 2.2 Hasil penelitian dengan force plate (Deborah, 2011).	10
Gambar 2.3 Parameter temporal (Demura dkk, 2012).....	10
Gambar 2.4 Volume Operasi Pengukuran (Northern Digital Inc, 2010).....	13
Gambar 2.5 <i>Optotrak Certus</i> (Northern Digital Inc, 2010).....	14
Gambar 2.6 <i>Smart marker</i> (Northern Digital Inc, 2010).	14
Gambar 2.7 <i>Smart marker hub</i> (Northern Digital Inc, 2010).....	14
Gambar 2.8 <i>Strober</i> (Northern Digital Inc, 2010).	15
Gambar 2.9 <i>Smart marker rigid body</i> (Northern Digital Inc, 2010).....	15
Gambar 2.10 Hasil respon FSR pada tumit dan jari kaki (Arifin,2010).	16
Gambar 2.11 Posisi FSR <i>heel</i> dan <i>toe</i> pada alas kaki (Indrajaya, 2012).	17
Gambar 2.12 Diagram blok sistem <i>wireless embedded sensors</i> untuk mengukur parameter <i>gait</i> (Indrajaya, 2012).	17
Gambar 2.13 <i>Force plate Vernier</i>	18
Gambar 2.14 <i>LabPro</i>	19
Gambar 2.15 <i>LabQuest</i>	19
Gambar 2.16 <i>Onset</i> dan <i>offset</i> dari sinyal otot yang telah di ekstraksi ciri.	21
Gambar 3.1 Alur Penelitian.....	24
Gambar 3.2 Parameter yang Dicari dan Dianalisa.....	24
Gambar 3.3 Pengambilan Data dengan Menggunakan 4 Instrumen	25
Gambar 3.4 <i>Track</i> untuk Mengambil Data.....	26
Gambar 3.5 Peletakan <i>Marker</i> pada Kaki Kiri	27
Gambar 3.6 Diagram Blok Pengambilan Data	28
Gambar 3.7 Alur Proses Perhitungan Sudut, Fase Gait, dan Parameter pada Data <i>Optotrak Certus 3020</i>	29
Gambar 3.8 Simpangan Penentuan Sudut <i>Ankle</i>	30
Gambar 3.9 Alur Pengambilan Data.....	32
Gambar 3.10 Alur Pengolahan Data	33
Gambar 3.11 Analisa Kinetik (Winiarski, 2009).....	33
Gambar 3.12 Otot pada <i>lower limb</i> yang digunakan saat berjalan (Arifin, 2006)	35
Gambar 3.13 Alur Pengambilan Data Aktivitas Otot	35
Gambar 3.14 Desain Instrumentasi LE-EMG	36
Gambar 3.15 Rangkaian penguat instrumentasi	37
Gambar 3.16 Rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz.....	38
Gambar 3.17 Rangkaian BSF +40dB/dec 50 Hz.....	40
Gambar 3.18 Rangkaian LPF -40dB/dec 300 Hz	40
Gambar 3.19 Rangkaian penyearah	41
Gambar 3.20 Rangkaian LPF -40dB/dec 2 Hz	41
Gambar 3.21 Rangkaian penguat non inverting	42
Gambar 3.22 Alur akuisisi data LE-EMG.....	43
Gambar 3.23 Alur pengolahan data sinyal otot	44

Gambar 3.24 Alur pembuatan grafik FTSW	44
Gambar 3.25 Diagram Blok Instrumentasi Sinyal Raw dan LE	45
Gambar 3.26 Diagram blok sistem <i>wearable sensor</i>	47
Gambar 3.27 Diagram Penempatan Perangkat Keras.....	48
Gambar 3.28 Rangkaian dari MMA7361 (Wulansari,2016).....	48
Gambar 3.29 Rangkaian dari GY-35RC (Wulansari, 2016)	50
Gambar 3.30 <i>Inertial Measurement Unit (IMU)</i> (Wulansari, 2016)	50
Gambar 3.31 Rangkaian Pengubah Arus ke Tegangan FSR dengan Tengan Referensi (Arrofiqi, 2015).....	51
Gambar 3.32 Diagram Blok Filter Kalman Filter (Indrajaya, 2012).....	53
Gambar 4.1 Pola Sudut dari Lower Limb Joint dan Fase Gait.....	64
Gambar 4.2 <i>Force plate</i>	64
Gambar 4.3 Pembacaan Gaya <i>Force Plate</i> pada <i>Software Logger Pro</i> Sebelum di Kalibrasi	65
Gambar 4.4 <i>Sensor Settings Force Plate 1.</i>	65
Gambar 4.5 Kalibrasi Nilai <i>Force Plate 1</i> Tanpa Beban.	66
Gambar 4.6 Kalibrasi Nilai <i>Force Plate 1</i> dengan Beban.	66
Gambar 4.7 Pembacaan <i>Force Plate 1</i> dengan Beban Setelah di Kalibrasi	67
Gambar 4.8 <i>Force Plate 2</i> Tanpa Beban dan <i>Force Plate 3</i> dengan Beban	67
Gambar 4.9 Data <i>Force Plate</i> Sebelum Difilter	67
Gambar 4.10 Data <i>Force Plate</i> Setelah Difilter	68
Gambar 4.11 Hasil Analisa Fmaksimal dan Fminimal dari Data <i>Force Plate</i>	69
Gambar 4.12 FTO dan FHS dari 3 <i>Force Plate</i>	69
Gambar 4.13 Frekuensi Sinyal Otot pada Saat Berkontraksi.....	70
Gambar 4.14 Hasil Pengujian Rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz	70
Gambar 4.15Hasil pengujian rangkaian LPF -40dB/dec 300 Hz	72
Gambar 4.16 Hasil pengujian rangkaian BSF +40dB/dec 50 Hz.....	74
Gambar 4.17 Hasil pengujian rangkaian LPF -40dB/dec 2 Hz.....	76
Gambar 4.18 Pengujian Rangkaian Non Inverting Amplifier.....	76
Gambar 4.19 Perbandingan Raw EMG dengan LE software.....	77
Gambar 4.20 Perbandingan LE software dan LE hardware.....	77
Gambar 4.21 Hasil Otot Soleus Ankle dalam 1 Stride	78
Gambar 4.22 Hasil Otot Tibialis Anterior dalam 1 Stride	78
Gambar 4.23 Hasil Otot Gastrocnemius dalam 1 Stride.....	78
Gambar 4.24 Hasil Otot Vastus dalam 1 Stride	79
Gambar 4.25 Hasil Otot BFLH dalam 1 Stride	79
Gambar 4.26 Hasil Otot Rectus Femoris dalam 1 Stride.....	79
Gambar 4.27 Hasil Otot BFLH dalam 1 Stride	79
Gambar 4.28 Hasil Otot Iliopsoas dalam 1 Stride	79
Gambar 4.29 Onset Offset Sinyal Otot.....	80
Gambar 4.30 <i>Foot Switch</i> (FTSW) FSR	81
Gambar 4.31 Fase Gait dengan Menggunakan FSR.....	82
Gambar 4.32 Hasil Integrasi dari 3 Instrumen	85

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Tabel aktivitas otot pada <i>lower limb</i>	12
Tabel 4.1 Kalibrasi Jarak pada Sumbu Y	61
Tabel 4.2 Kalibrasi Jarak pada Sumbu X	62
Tabel 4.3 Hasil Pengujian Rangkaian HPF	71
Tabel 4.4 Hasil Pengujian LPF 300Hz	73
Tabel 4.5 Pengujian BSF	74
Tabel 4.6 Pengujian LPF 2 Hz	75
Tabel 4.7 Parameter Kinematik pada Hip Joint	83
Tabel 4.8 Parameter Kinematik pada Knee Joint	83
Tabel 4.9 Parameter Kinematik pada Ankle Joint	83
Tabel 4.10 Kesalahan pembacaan panjang stride	86

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Manusia dikarunia dua kaki untuk berjalan dan melakukan aktivitas. Jalan dapat membentuk pola pada setiap individu, pola tersebut disebut pola berjalan atau gaya berjalan. Gaya berjalan pada setiap individu berbeda-beda, pada individu normal atau individu yang tidak menderita penyakit gaya berjalan berbeda satu sama lain, pada individu abnormal atau individu yang menderita penyakit tertentu memiliki gaya berjalan yang berbeda.

Gaya berjalan dapat dipengaruhi oleh banyak faktor, faktor intrinsik, faktor ekstrinsik, faktor psikologi, faktor patologi, dan faktor fisik. Faktor intrinsik antara lain adalah jenis kelamin, berat badan, umur, dan tinggi. Faktor ekstrinsik antara lain adalah pakaian, sepatu, dan medan berjalan. Faktor psikologi adalah kondisi mental atau kondisi psikologi. Faktor patologi adalah penyakit yang mempengaruhi gaya berjalan. Faktor fisik adalah tinggi badan, berat badan, dan keadaan fisik seperti panjang dari kaki, panjang paha, panjang betis, dan lain-lain.

Analisis gaya berjalan dapat dilakukan secara kinematik dan kinetik. Secara kinetik dilakukan analisa terhadap gaya yang ditimbulkan saat berjalan dan secara kinematik dapat dilakukan dengan melihat sudut setiap joint dari kaki saat berjalan. Parameter spatial adalah parameter jarak dan parameter temporal adalah parameter waktu (Essa, 2012).

Individu yang tidak dapat mengerakkan kedua kaki atau salah satu meskipun otot kaki mereka dapat berfungsi normal bisa dikatakan individu tersebut mengalami kehilangan kemampuan motorik atau paralisis. Penyebab paralisis adalah terputusnya jaringan syaraf fiber myelin yang menghubungkan jaringan syaraf otak dan jaringan syaraf motorik. Selain adanya gangguan motorik, ada gangguan lain yang menyebabkan individu tidak bisa berjalan normal. Gangguan penglihatan dapat mengakibatkan gaya berjalan abnormal. Gangguan yang disebut vestibulopati dapat mengakibatkan fase berjalan tidak menetap dan mudah kehilangan keseimbangan. Penyakit Parkinson menyebabkan penderita memiliki

gaya berjalan khas yang berbeda-beda, penderita kadang berjalan lambat lalu cepat, terkadang cepat sekali dan tak terkontrol, dan penderita bisa saja tiba-tiba berhenti berjalan. Penyakit serebeller menyebabkan penderita berjalan terhuyung-huyung karena kesulitan dalam menyeimbangkan tubuhnya. Penyakit ataksia sensori menyebabkan penderita berjalan dengan tungkai bawah melebar, tungkai bawah diangkat terlalu tinggi dan dihempaskan ke depan dengan arah keluar secara tiba-tiba. Distrofi maskularis menyebabkan penderita saat bergerak dari posisi duduk akan membungkuk kedepan, meletakkan tangan pada paha untuk mendorong tubuh keatas, dan penderita berjalan dengan kaki melebar dengan gerakan melengang. Proses menjadi tua mengakibatkan gaya berjalan berubah dan kesulitan dalam menyeimbangkan tubuh.

Database gaya berjalan dari seorang pasien yang berupa parameter dan faktor-faktor yang mempengaruhi dapat digunakan untuk referensi dokter dalam pemeriksaan pasien dan memutuskan penyakit yang diderita pasien serta memutuskan terapi dan pengobatan yang akan digunakan pada pasien. Dokter biasanya melakukan pemeriksaan dengan hanya melihat gaya berjalan dari pasien untuk memutuskan pasien menderita gangguan berjalan karena suatu penyakit (Harrison, 2012).

Gangguan-gangguan patologi pada motorik dapat diatasi, setidaknya mengurangi penderitaan dan rasa sakit pasien serta mempertahankan kualitas hidup pasien, dapat dilakukan suatu program rehabilitasi/restorasi. Program rehabilitasi yang efektif diharapkan mampu memperbaiki dan mengembalikan kondisi pasien seperti semula. Sedangkan, pada penderita selain gangguan motorik dapat dilakukan penyembuhan dengan obat, operasi, dan terapi sesuai yang diderita.

Functional Electrical Stimulator (FES) adalah salah satu terapi yang digunakan dalam membantu penderita gangguan berjalan yang menderita stroke. Terapi FES dilakukan untuk mengembalikan gaya berjalan abnormal menjadi normal kembali. FES dengan *close loop* dengan menggunakan kontrol lebih efektif untuk mencapai parameter gait yang sesuai dengan database yang ada dan mengurangi kelelahan otot saat melakukan terapi.

Kontrol dari FES dapat menggunakan onset dan offset sinyal otot dan parameter-parameter gait. Penelitian yang telah dilakukan di Jurusan Elektro

Institut Teknologi Sepuluh Nopember antara lain penelitian close loop FES dengan menggunakan kontrol fuzzy. Target dari kontrol fuzzy adalah sudut dari referensi atau database subjek normal untuk menggerakkan maksimum ekstensi dan fleksi dari sendi lutut, dengan keluaran fuzzy berupa error dari sudut yang difeedbackkan ke kembali ke inputan. Error ini digunakan untuk mengatur burst durasi stimulus otot, didapatkan bahwa penelitian tersebut sudah dapat mengurangi kelelahan otot pada subjek (Basith, 2016).

Pada penelitian lainnya menggunakan EMG evoked sebagai feedback dari close loop FES yang digunakan untuk mengatur durasi dari pulsa trapezium yang distimuluskan pada subjek penderita stroke dan dapat melakukan ekstensi dan fleksi pada sendi lutut (Li, 2015). Pada tahun 2006 saudara Arifin melakukan penelitian cycle-to-cycle control untuk FES, yang menggunakan database sudut dari persendian hip, knee, dan ankle sebagai target dalam kontrol FES, feedback yang digunakan adalah error dari sudut persendian untuk mengatur durasi dari pulsa stimulus, waktu stimulus yang digunakan berdasarkan database onset-offset sinyal otot yang berfungsi membantu subjek berjalan pada area lurus, menaiki tangga, dan turun tangga (Arifin, 2006).

Banyak sekali penelitian tentang gaya berjalan atau gait yang telah dilakukan. Penelitian yang dilakukan banyak menggunakan 1 atau dua instrumen. Pengambilan data menggunakan 3 atau lebih instrument dengan bersamaan penting untuk dilakukan, karena dapat dilakukan analisis yang lebih akurat, dimana secara bersamaan menggunakan 3 instrumen atau lebih sekaligus untuk mengambil data berjalan, dan akan mendapatkan beberapa data sekaligus untuk dianalisa. Data yang diambil bersamaan dapat dilakukan integrasi data sehingga dapat dianalisa perbedaan pola dan sudut yang didapat. Penelitian yang sering dilakukan adalah pengambilan data 2 instrumen, motion capture dan force plate (Slawomir, 2009) atau Electromyography (EMG) (Wibawa, 2013), force plate atau motion capture (Parikesit, 2011). Pengambilan data secara bersamaan dengan menggunakan 3 instrument dan bisa menggunakan 3 analisis belum ada.

Cara untuk mendapatkan parameter dari gaya berjalan dapat dilakukan dengan menggunakan instrumen yang sudah ada, salah satunya adalah motion capture. Tujuan teknis motion capture adalah untuk mendapatkan data gerak dari

titik-titik tertentu subjek, sehingga beberapa parameter gerakan (misalnya, kecepatan, sudut, jarak, posisi, dan lain-lain) dapat dihitung atau data dapat digunakan untuk mengontrol suatu instrumen. Untuk dapat menganalisa dengan motion capture biasanya digunakan kamera yang mempunyai frame rate tinggi sehingga parameter gerakan bisa didapatkan.

Penelitian yang telah dilakukan adalah dengan menggunakan Optotrak certus3020 yang termasuk motion capture dengan mempunyai keakuratan tinggi sehingga lebih presisi dan dapat digunakan untuk mengukur gerakan ekstrim (lari dan lain-lain). Penelitian sebelumnya sudah dapat menggunakan optotrak certus3020 untuk menganalisa gaya berjalan normal dan abnormal pada subjek normal dan subjek cacat karena kecelakaan (Nurcipto, 2014).

Peneliti lain mendeteksi gaya berjalan menggunakan Force Sensitive Resistor (FSR) atau menggunakan akselerometer dan giroskop. Penggunaan FSR untuk mendeteksi parameter fase gait telah menunjukkan hasil yang baik dengan algoritma deteksi yang relatif sederhana, sedangkan penggunaan akselerometer dan giroskop menggunakan algoritma deteksi persamaan matematis yang rumit. Akselerometer, giroskop, dan FSR dapat digunakan sebagai wearable sensor dengan menggunakan wireless, sehingga pasien merasa lebih nyaman (Indrajaya, 2012).

Analisa kinetik gaya berjalan dapat dilakukan dengan menggunakan *force plate* atau *force platform*. *Force plate* dapat mendeteksi gaya yang ditimbulkan saat berjalan. Penelitian dengan menggunakan *force plate* sudah sering dilakukan, tetapi lebih banyak dilakukan penelitian gaya berjalan pada hewan seperti kuda dan anjing. Telah dilakukan analisis kinetik pada saat berjalan, melompat, dan berlari dengan menggunakan *force plate* (Cross, 1998).

Electromyogram (EMG) adalah instrumen untuk mendapatkan sinyal otot. Beberapa peneliti meneliti aktivitas otot pada lower limb untuk melihat aktivitas otot saat berjalan. Penelitian yang pernah dilakukan adalah melihat pola dari sinyal otot lower limb pada penderita cerebral palsy (Bojanica, 2011). Adapula peneliti yang menggunakan sinyal EMG untuk masukan untuk mengontrol FES (Chien, 2008).

Penelitian yang akan dilakukan adalah menggunakan *wearable sensor* dan *motion capture* dengan Optotrak Certus 3020 untuk mendapatkan parameter kinematik dan fase gait dari subjek normal. Analisa kinetik juga akan dilakukan dengan mengukur *ground force reaction* dengan *force plate* yang telah ada di pasaran. Pengambilan aktivitas otot dilakukan dengan menggunakan 8 *channels* LE-EMG yang dibuat sendiri pada otot lower limb yang berperan untuk gait dan dilakukan pendeteksian *onset* dan *offset time* sinyal otot. Kaki kanan dan kiri akan dipasang *wearable sensor*, kaki kiri akan dipasang marker dari Optotrak Certus 3020, dan pasien akan menapak atau berjalan diatas *force plate* serta akan diambil 8 sinyal otot pada *lower limb* dengan LE-EMG. Selain itu, akan dilakukan pengukuran pada fisik tubuh pasien seperti, berat, umur, dan tinggi badan.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah dijelaskan, maka dapat disusun rumusan masalah sebagai berikut:

1. Bagaimana cara mengambil data subjek normal dengan menggunakan 4 instrumen dan bagaimana hasil dari analisa data subjek normal yang diambil dengan menggunakan 3 instrumen bersamaan
2. Bagaimana pembacaan gaya berjalan dengan Optotrak Certus 3020 pada subjek normal
3. Bagaimana pembacaan *ground force reaction* dengan menggunakan *Force Plate* pada subjek normal
4. Bagaimana pembacaan sudut dari lower limb joint *wearable sensor* pada subjek normal
5. Bagaimana pengambilan sinyal dari 8 otot pada lower limb dengan menggunakan LE-EMG
6. Bagaimana cara mendapatkan parameter kinematik, kinetik, kinesiologi (*onset-offset*), temporal, dan fase gait dari gaya berjalan normal

1.3 Tujuan dan Manfaat

Berdasarkan latar belakang yang telah disebutkan, tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Mengetahui cara mengambil data subjek normal dengan 4 instrumen dan perbandingan hasil dari analisa data subjek normal dengan menggunakan 3 instrumen bersamaan.
2. Mendapatkan koordinat (X,Y,Z) dari gaya berjalan menggunakan Optotrak Certus 3020 dari subjek normal
3. Mendapatkan data Ground Force Reaction saat berjalan dengan menggunakan Force Plate pada subjek normal
4. Mendapatkan sudut dari lower limb joint dengan menggunakan wearable sensor pada subjek normal
5. Mendapatkan 8 sinyal otot dengan menggunakan LE-EMG pada *lower limb*.
6. Mendapatkan dan menganalisa parameter kinematik, kinetik, kinesiology (onset dan offset otot), temporal, dan fase gait dari gaya berjalan subjek normal

Adapun manfaat dari penelitian ini antara lain :

Manfaat dari penelitian ini untuk mendapatkan parameter kinematik, kinetik, dan kinesiology (*onset* dan *offset* dari sinyal otot) serta fase gait dari gaya berjalan. Mendapatkan data yang diambil dengan menggunakan 4 instrumen atau instrumen secara bersamaan. Menganalisa hasil integrasi dari data gait yang didapat dari 3 instrumen. Dapat dikembangkan dengan memperbanyak data dari subjek normal dan abnormal yang nantinya akan menjadi database. Database yang akan didapat digunakan untuk kebutuhan rehabilitasi dan referensi untuk peneliti selanjutnya.

BAB 2

KAJIAN PUSTAKA

Bab ini akan menjelaskan mengenai kajian pustaka dan dasar teori yang digunakan pada tesis ini. Kajian pustaka berisi tentang penelitian-penelitian yang telah dilakukan sebelumnya yang berhubungan dengan rencana penelitian ini adalah

2.1 Analisa Fase Gait

Siklus berjalan (*gait cycle*) didefinisikan sebagai interval waktu antara salah satu kejadian berjalan yang berulang secara berurut (Perry, 1992). Siklus berjalan berlangsung sejak kaki kanan menginjak lantai hingga kaki kanan menginjak lantai kembali. Dalam satu siklus berjalan terdiri dari 2 fase, yaitu fase menapak atau fase berdiri (*stance phase*) dan fase mengayun (*swing phase*). *Gait cycle* ditunjukkan pada Gambar 2.1. Fase stance 60% dari satu siklus berjalan dan fase swing 40% dari satu siklus berjalan dimana setiap fase memiliki tahapan masing-masing:

1. Stance phase

a. Initial Contact

Initial contact merupakan moment ketika tumit menyentuh lantai. *Initial contact* merupakan awal dari fase stance dengan posisi *heel strike*. Fase ini merupakan moment seluruh *centre of gravity* berada pada tingkat terendah dan seseorang berada pada tingkat yang paling stabil. Pada periode ini anggota bawah yang lain juga menyentuh lantai sehingga terjadi posisi *double stance*. Tumit menyentuh lantai mengindikasikan bahwa tungkai akan bergerak, sedang tungkai yang lain berada pada akhir *terminal stance*.

b. Loading response

Loading response atau *foot flat* merupakan periode *initial double stance*. Awal fase dilakukan dengan menyentuh lantai dan dilanjutkan sampai kaki yang lain mengangkat untuk mengayun. Berat tubuh berpindah ke depan pada tungkai, tumit *strike*, dan knee *fleksi* sebagai *shock absorption*.

c. Midstance

Midstance merupakan sebagian awal dari gerakan satu tungkai. Untuk awalan gerakannya, kaki mengangkat dan dilanjutkan sampai berat tubuh berpindah pada kaki yang lain. Saat *ankle* dorsal fleksi bayangan tungkai mulai bergerak ke depan sementara knee dan hip ekstensi. Sedangkan tungkai yang berlawanan mulai bergerak menuju fase *mid-swing*.

d. *Terminal stance*

Terminal stance atau *heel off* dimulai dengan mengangkat tumit dan dilanjutkan sampai kaki lain memijak tanah. Keseluruhan pada fase ini berat badan berpindah ke depan. Saat posisi ekstensi knee yang meningkat dan akan diikuti sedikit fleksi. *Centre of gravity* di fase *heel off* berada di kaki depan yang menapak.

e. *Preswing*

Preswing atau *toe off* terjadi saat jari kaki mulai tidak menyentuh lantai, kaki meninggalkan tanah, dan fase berdiri berakhir.

2. Swing Phase

a. Initial swing

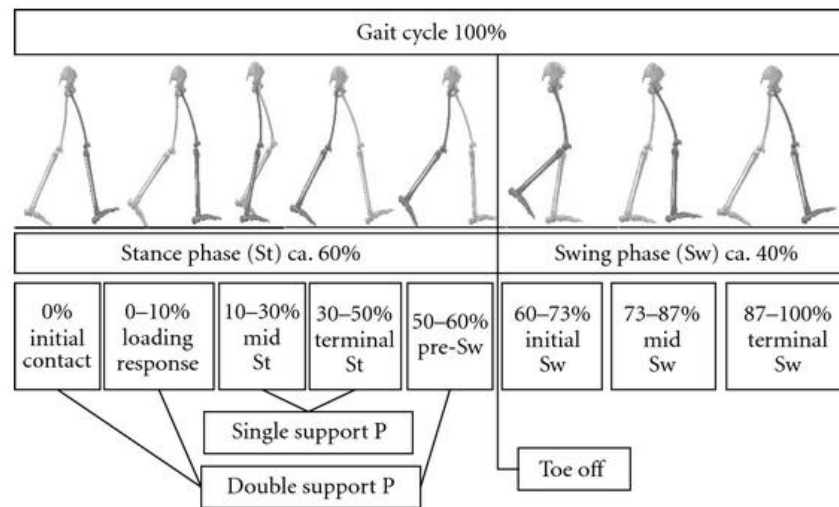
Pada fase pertama swing adalah perkiraan satu dari tiga fase mengayun. Diawali dengan mengangkat kaki dari lantai dan diakhiri ketika mengayun kaki sisi kontralateral dari kaki yang menumpu.

b. Mid swing

Pada fase kedua dari periode swing dimulai saat mengayun anggota gerak bawah yang berlawanan dari tungkai yang menumpu. Akhir dari fase ini ketika tungkai mengayun ke depan dan tibia vertikal atau lurus.

c. Terminal swing

Akhir dari fase swing dimulai dari tibia vertikal dan diakhiri saat kaki memijakkan lantai. Anggota gerak bawah yang lain berada pada fase terminal stance.



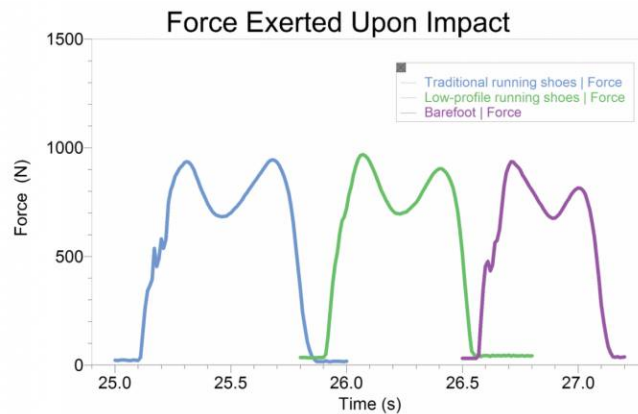
Gambar 2.1 Gait cycle (Hartmann M dkk, 2010).

Analisa gaya berjalan manusia sudah lama digunakan dalam bidang penelitian seperti bidang medis, olah raga, intertainment dan lain-lain. Analisa dalam gaya berjalan atau gait analisa dibagi menjadi dua yaitu analisa kinematik dan analisa kinetik. Analisa kinematik dapat dilakukan dengan mengetahui parameter temporal dan parameter spasial dari gaya berjalan.

2.2 Analisa Kinetik

Analisa kinetik adalah analisa gaya berjalan berdasarkan gaya yang digunakan saat berjalan. Gaya yang dihasilkan saat berjalan dapat diukur dengan menggunakan *force plate* atau *force platform*. *Force plate* digunakan di laboratorium biomekanik untuk mengukur gaya pada lantai yang dihasilkan kaki akibat gerakan subyek manusia atau hewan.

Penggunaan *force plate* untuk melihat perbedaan gaya pada saat berjalan telah dilakukan. Subjek berjalan diatas *force plate* dengan menggunakan *traditional running shoes*, *low profile running shoes*, dan tanpa alas kaki. Ternyata menghasilkan perbedaan gaya yang ditimbulkan saat berjalan (Deborah, 2011). Hasil penelitian dengan *force plate* ditunjukkan pada Gambar 2.2.

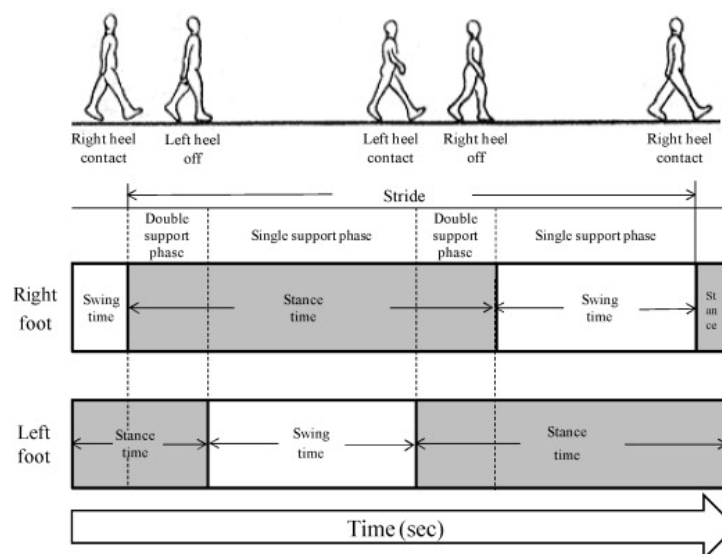


Gambar 2.2 Hasil penelitian dengan force plate (Deborah, 2011).

2.3 Analisa Temporal

Parameter temporal ditunjukkan pada Gambar 2.3. Parameter-parameter ini dibagi lagi menjadi beberapa parameter, antara lain :

- *Stride time* : waktu untuk menempuh satu siklus berjalan.
- *Stance time* : waktu yang dibutuhkan untuk melakukan *stance*.
- *Swing time* : waktu yang dibutuhkan untuk fase *swing*.
- *Cadence* : banyaknya *stride* dalam satu menit
- *Speed* atau kecepatan : panjang *stride* dikalikan dengan *cadence*.
- *Stride length* : Jarak antara *heel contact* dengan kaki yang sama atau dua kali *step length*



Gambar 2.3 Parameter temporal (Demura dkk, 2012).

2.4 Aktivitas Otot

Individu dapat berjalan dikarenakan aktivitas otot pada kaki atau *lower limb*. Aktivitas otot pada *lower limb* dijelaskan pada Tabel 2.1. Berikut ini adalah aktivitas otot pada siklus gait:

a. *Initial Contact*

Pada saat *initial contact*, terjadi *dorsi flexion* pada *ankle*, *extention* pada *knee*, and *flexion* pada *hip*. *Dorsiflexion* pada *ankle* tergantung pada mobilitas dari sendi dan kontrol aktif dari otot pretibial (*tibialis anterior*). *Knee extention* terjadi karena aktivitas *quadriceps muscle*. *Hip flexion* membuat *hamstring* dan *gluteus maximus* aktif.

b. *Loading Response*

Pada saat *loading response*, terjadi *plantar flexion* pada *ankle*, *flexion* pada *knee*, dan *flexion* pada *hip*. Pretibial berfungsi sebagai *shock absorber* pada *ankle plantar flexion*. Aktivitas *quadriceps* berkurang pada saat *knee flexion*. Aktivitas pada otot *hamstring* berkurang karena aksi dari *knee* tetapi aktivitas dari *gluteus maximus* bertambah.

c. *Midstance*

Pada awal fase *midstance*, *ankle* pada posisi *plantarflexion* bergerak ke arah *dorsiflexion* pada akhir fase *midstance*. Diawal *midstance* posisi *knee* dari *flexion* menjadi netral. *Hip flexion* diawal *midstance* dan turun menjadi *extention*.

d. *Terminal Stance*

Pada fase *terminal stance* terjadi *dorsiflexion* yang akan berubah menuju *plantarflexion* pada *ankle*. *Extention* terjadi pada *knee*, tidak ada aktivitas dari *quadriceps muscle*. *Hip* pada posisi *extention* saat *terminal stance*.

e. *Preswing*

Pada saat *preswing*, terjadi *plantarflexion* pada *ankle*, terjadi pasif *flexion* pada *knee*, dan *flexion* pada *hip* setelah terjadi *extensi* pada terminal stance. Reaksi *quadriceps* kecil dan terjadi jika dibutuhkan.

f. *Initial Swing*

Pada awal fase *initial swing*, terjadi *dorsiflexion* dan selanjutnya terjadi *plantar flexion* dengan cepat pada *ankle*. *Flexion* terjadi pada *knee*, *flexion* juga terjadi pada *hip* karena aktifitas *gracilis* dan *sartorius*.

g. *Midswing*

Pada *ankle* terjadi *dorsiflexion*, otot *tibialis anterior* dan otot *pretibialis* lainnya bereaksi. Relaksasi dari otot *flexor* pada *knee* sehingga terjadi *extention*. Pada *hip* terjadi *maximum flexion*.

h. *Terminal swing*

Pada *ankle* diawal *terminal swing* terjadi *dorsiflexion* yang akhirnya kaki turun dan terjadi *plantarflexion*. *Extention* terjadi pada *knee*, otot *quadriceps* menghasilkan gaya yang dibutuhkan untuk *extention*. *Hip* masih pada posisi *flexion*, *hamstrings* mengalami kontraksi.

Tabel 2.1 Tabel aktivitas otot pada *lower limb*

<i>Muscle</i>	<i>Function</i>
Iliopsoas	Hip flexor
Biceps femoris short head	Knee flexor
Biceps femoris long head	Knee flexor
	Hip flexor
Vastus muscle	Knee extensor
Rectus femoris	Knee extensor
	Hip flexor
Gastrocnemius medialis	Ankle plantarflexor
	Knee flexor
Tibialis anterior	Ankle dorsiflexor
Soleus Ankle	Ankle plantarflexor

2.2 NDI (North Digital Inc) Optotrak Certus3020

Optotrak Certus System adalah suatu instrumen ukur *optic* yang digunakan untuk men-tracking posisi dan pergerakan *infrared light emitting diode (marker)* dengan area tertentu. *Optotrak Certus* dibuat oleh perusahaan bernama *Northern*

Digital Inc (NDI). Optotrak Certus banyak digunakan dalam penelitian di dunia dalam berbagai bidang, antara lain medis, bidang robot, bidang entertainment, dan lain-lain. Penelitian sebelumnya sudah dapat menghasilkan analisa gaya berjalan normal dan abnormal pada individu pasca kecelakaan dengan menggunakan *Optotrak Certus* (Nurripto, 2014). Dalam penelitian ini *Optotrak* digunakan untuk *tracking* objek yang bergerak (jalan/lari) yang nantinya hasil pengukuran digunakan sebagai evaluasi gaya berjalan. *Basic System Components* dari *Optotrak Certus System* adalah sebagai berikut (Northern Digital Inc, 2010) :

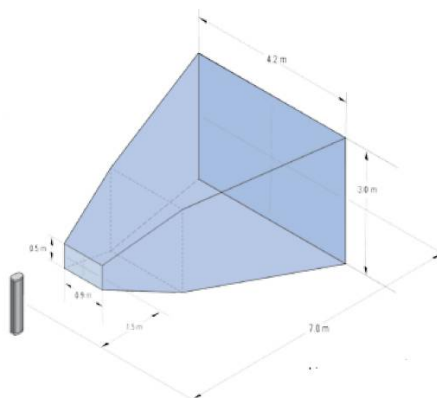
a. *Optotrak® Certus™ (Position Sensor)*

Merupakan sensor posisi yang mendeteksi *marker (infrared)* pada objek yang di ukur pada area terukur, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.4. Lokasi *marker* akan diketahui posisinya apabila terdapat dalam volume operasi pengukuran. Informasi setiap posisi *marker* akan dikirim berupa koordinat posisi (x,y,z) dalam area pengukuran. Posisi (0,0,0) berada pada tengah-tengah posisi sensor. Sensor posisi dapat ditempatkan secara horizontal atau vertical seperti ditunjukkan pada Gambar 2.5.

b. *Optotrak® Smart Markers*

1) *Smart Marker*

Smart marker adalah *infrared light emitting diode(marker)* yang akan dibaca posisinya oleh sensor posisi *Optotrak Certus*. *Smart marker* merupakan salah satu dari tiga jenis jenis tipe *marker*. *Marker* akan berfungsi bila terhubung dengan *storbers* dan dapat dipasang secara seri dengan *marker* lain. *Smart marker* ditunjukkan pada Gambar 2.6.



Gambar 2.4 Volume Operasi Pengukuran (Northern Digital Inc, 2010).



Gambar 2.5 *Optotrak Certus* (Northern Digital Inc, 2010).

2) *Smart Marker Hub*

Smart marker hub digunakan untuk menghubungkan beberapa *marker*. Terdapat 4 port yang dapat digunakan untuk menghubungkan beberapa *marker* pada *strobers*. *Smart marker hub* ditunjukkan pada Gambar 2.7.

3) *Wireless Strober*

Sebuah device yang berfungsi menerima timing signal dari SCU untuk mengaktifkan dan menonaktifkan smart marker. Untuk penggunaannya bisa menggunakan kabel atau tanpa kabel (wireless). Satu strober dapat digunakan untuk 50 lebih marker. Dalam satu strober terdapat 5 port, yang masing-masing port dapat digunakan untuk 8 lebih marker. Strober ditunjukkan pada Gambar 2.8.



Gambar 2.6 *Smart marker* (Northern Digital Inc, 2010).



Gambar 2.7 *Smart marker hub* (Northern Digital Inc, 2010).



Gambar 2.8 *Strober* (Northern Digital Inc, 2010).



Gambar 2.9 *Smart marker rigid body* (Northern Digital Inc, 2010).

4) *Wireless Transmitter*

Apabila ingin menggunakan *mode wireless* maka dapat digunakan dengan *supply* daya dengan menggunakan *battery*.

5) *Smart Marker Rigid Body*

Smart marker rigid body adalah rumah dari *smart marker* yang terdapat 3 buah *marker*.. *Smart marker rigid body* ditunjukkan pada Gambar 2.9.

2.3 *Wearable Sensor*

Wearable sensor yang akan digunakan dalam penelitian ini adalah sensor giroskop, akselerometer, dan *Force Sensing Resistor* (FSR). Telah banyak penelitian yang menggunakan sensor giroskop, akselerometer, dan FSR untuk mendapatkan gaya berjalan normal dan abnormal. Agar pengguna lebih merasa nyaman dan merasa lebih aman maka sensor-sensor tersebut dihubungkan dengan computer dengan *wireless*.

Penelitian yang menggunakan FSR sudah banyak dilakukan. Salah satunya adalah penelitian dengan meletakkan FSR pada tumit dan jari pada telapak kaki (Arifin,). Penelitian ini mendapatkan gaya berjalan pada berdasarkan respon dari

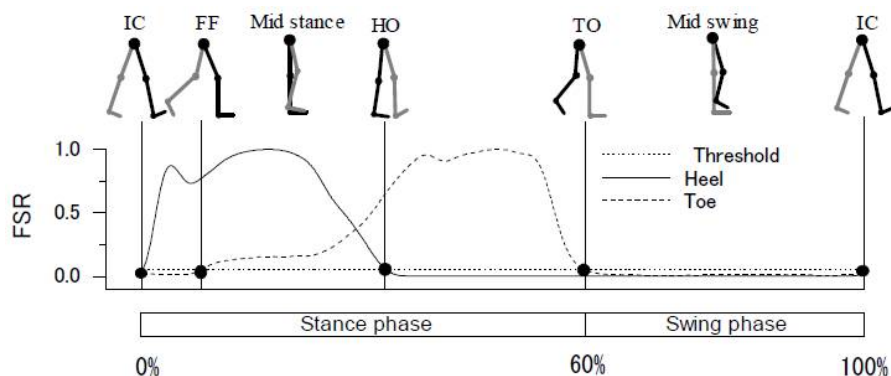
FSR pada tumit dan jari kaki. Hasil dari respon FSR pada tumit dan jari kaki ditunjukkan pada Gambar 2.10.

Pendeteksian gaya berjalan dengan FSR pada kasus abnormal telah dilakukan. FSR digunakan sebagai trigger elektrik stimulator untuk meningkatkan gaya berjalan pada anak-anak yang menderita *cerebral palsy*. Keakuratan dari pembacaan FSR dievaluasi dengan menggunakan camera motion capture VICON dan menghasilkan perbedaan +35ms sampai -55ms (Smith dkk, 2002).

Penggunaan sensor giroskop dan akselerometer untuk mendeteksi gaya berjalan juga sudah dilakukan beberapa peneliti. Penelitian ini menggunakan akselerometer dan giroskop yang disambungkan dengan data recorder untuk menyimpan data pembacaan sensor. Kelemahan dari penelitian ini adalah penggunaan data recorder sehingga data yang dihasilkan tidak langsung bias tampil pada computer (Tao Liu dkk, 2009).

Penelitian selanjutnya hanya menggunakan akselerometer untuk mengukur parameter temporal dari gaya berjalan. Akselerometer dihubungkan dengan computer dengan menggunakan *wireless* sehingga lebih minimalis. Sensor akselerometer yang digunakan hanya diletakkan pada ankle saja, sehingga hanya mendeteksi parameter gaya berjalan pada satu tempat (Jung-Ah Lee dkk, 2007).

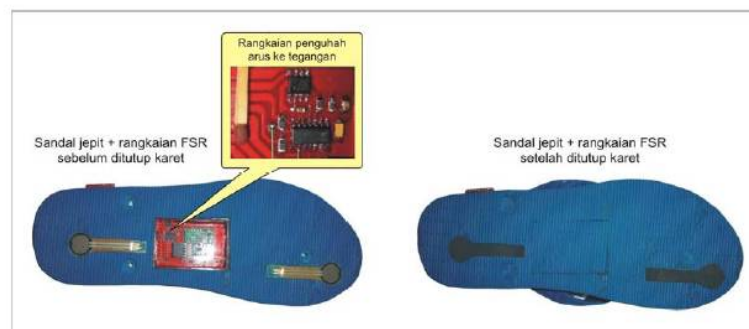
Penggunaan akselerometer dan giroskop pada telapak kaki juga dilakukan. Terdapat penelitian yang menggunakan giroskop, akselerometer, FSR, *Polyvinylidene Flouride* (PVDF), *bend sensor*, dan *electrical field sensor* yang diletakkan pada dasar sepatu. Sensor dihubungkan dengan computer melalui *wireless* (Bamberg dkk, 2008).



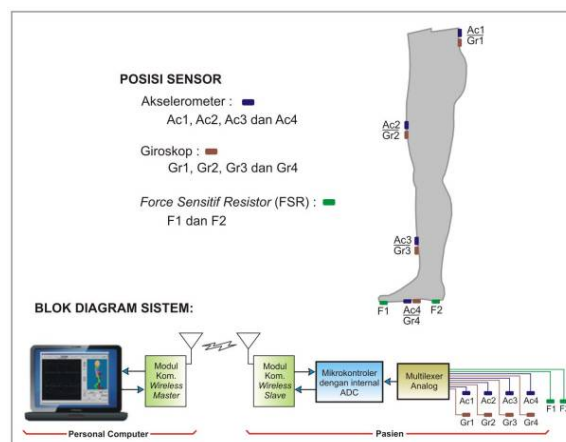
Gambar 2.10 Hasil respon FSR pada tumit dan jari kaki (Arifin,2010).

Pendeteksian parameter gaya berjalan kasus abnormal pernah dilakukan. Penelitian ini dilakukan pada penderita Parkinson. Sensor yang digunakan adalah sensor akselerometer yang dihubungkan dengan komputer menggunakan wireless. Parameter gaya berjalan yang didapat antara lain adalah *cadence*, *step regularity*, *stride regularity*, dan *symmetry* dengan carabergalan normal dan cepat (Che-Chang Yang, 2011).

Sensor yang digunakan untuk mendeteksi gaya berjalan dengan *wearable sensor* berupa giroskop, akselerometer, dan *Force Sensing Resistor* (FSR) telah dibuat. Sensor akselerometer dan giroskop diletakkan pada pinggul, paha, betis, dan telapak kaki sedangkan FSR diletakkan di jari kaki dan tumit. Posisi FSR tumit (*heel*) dan jari kaki (*toe*) pada alas kaki ditunjukkan pada Gambar 2.11. Sensor dan *Personal Computer* (PC) dihubungkan dengan *wireless* agar lebih nyaman dan lebih merasa aman saat dipakai. Diagram blok sistem *wireless embedded sensors* untuk mengukur parameter *gait* ditunjukkan pada Gambar 2.12 (Indrajaya, 2012).



Gambar 2.11 Posisi FSR *heel* dan *toe* pada alas kaki (Indrajaya, 2012).



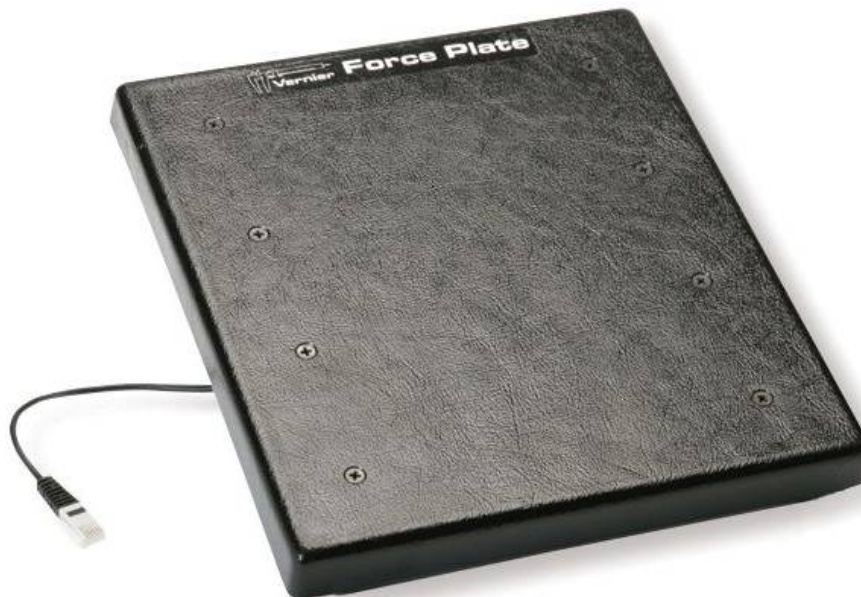
Gambar 2.12 Diagram blok sistem *wireless embedded sensors* untuk mengukur parameter *gait* (Indrajaya, 2012).

2.4 Force Plate

Force plate umumnya digunakan di laboratorium biomekanik untuk mengukur gaya yang dihasilkan karena gerakan oleh hewan atau manusia. *Force plate* adalah sebuah *metal plate* yang memiliki satu atau banyak sensor yang menghasilkan output berupa gaya yang dikenai pada *plate*. Salah satu aplikasi dari *force plate* adalah pengukuran gaya pada lantai pada saat berjalan. Aplikasi lainnya bisa digunakan untuk melihat gaya pada saat melompat, berlari, dan lain-lain.

Analisa kinetik dari gaya berjalan dapat dilakukan dengan mengukur gaya atau *force* pada lantai saat berjalan. *Force plate* dapat digunakan dalam analisa kinetik pada gaya berjalan. Penelitian dengan *force plate* telah dilakukan dengan subjek melakukan lari, jalan, dan melompat. Peneliti mendapatkan pola gaya dibandingkan dengan waktu saat subjek lari, jalan, dan melompat (Cross, 1998).

Force plate yang akan digunakan dalam penelitian ini adalah *force plate* keluaran dari Vernier. *Force plate* dapat mengukur gaya saat berlari dan kegiatan lainnya seperti gaya saat menaiki elevator, mengukur impulse saat melompat, dan mengukur gaya reaksi saat subjek berdiri menempel pada tembok. *Force plate Vernier* ditunjukkan pada Gambar 2.13.

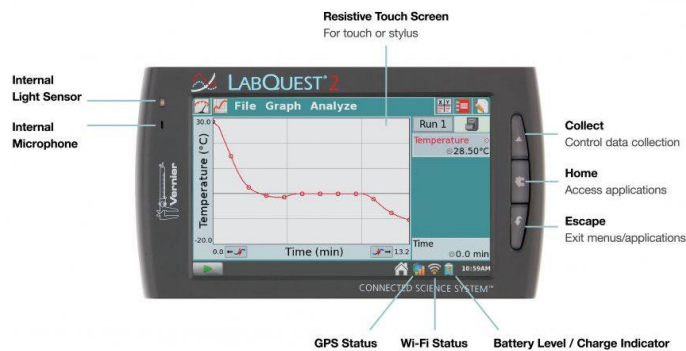


Gambar 2.13 *Force plate Vernier*

Pembacaan hasil pengukuran dari force plate dapat dilakukan dengan menggunakan *LabPro* dan *LabQuest* yang juga dijual oleh *Vernier*. *LabPro* dapat digunakan untuk mengkoleksi data dengan beberapa cara, antara lain dengan cara menghubungkan *LabPro* dengan komputer atau dengan *graphing calculator*. Dibutuhkan *software* untuk membaca dengan menggunakan *LabPro* yang dihubungkan dengan komputer, yaitu *LoggerPro*. *LoggerPro* merupakan *software* keluaran *Vernier*. *LoggerPro* dapat memplot grafik dari hasil pembacaan *force plate*. Gambar dari *LabPro* ditunjukkan pada Gambar 2.14. Instrumen lain yang digunakan untuk membaca hasil pengukuran *force plate* adalah *LabQuest*. *LabQuest* berbentuk alat bantu baca *portable* yang dapat dibawa kemana-mana, praktis dan kecil. *LabQuest* ditunjukkan pada Gambar 2.15.



Gambar 2.14 *LabPro*



Gambar 2.15 *LabQuest*

2.5 EMG (Electromyogram)

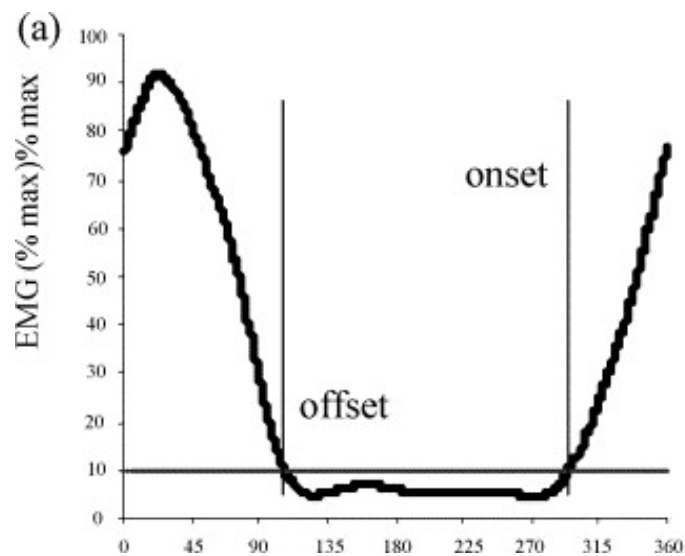
Penelitian tentang EMG yang digunakan sebagai masukan untuk control FES telah dilakukan. Penelitian ini menggunakan sinyal hasil pembacaan EMG untuk mengontrol FES pada penderita *paraplegics*. Pengontrolan FES dilakukan untuk membantu saat penderita *paraplegics* berdiri maupun berjalan. Sinyal diambil dari *upper trunk* (*pectoralis major*, *trapezius*, dan *deltoid muscles*) karena penderita *paraplegics* membutuhkan alat bantu saat berjalan. FES yang digunakan memiliki 4 channel (Graupe, 1989).

Peneliti lainnya juga meneliti tentang pengontrolan FES dengan menggunakan masukan sinyal dari EMG. Pengontrolan FES yang dilakukan dalam penelitian berdasarkan amplitudo dari sinyal EMG. Amplitudo sinyal EMG tersebut dibagi dalam 3 bagian, setiap level amplitudo sinyal EMG akan menghasilkan level kode yang berbeda misal 111,011,001 dan 000. *Output* kode EMG yang dihasilkan tersebut akan menjadi parameter masukkan *Digital Analog Converter* (DAC). *Output* DAC tersebut digunakan untuk memperbesar dan memperkecil amplitudo dari FES (Chien, 2008).

Selain penelitian untuk membantu pasien berjalan, ada pula penelitian yang mempelajari pola dari otot saat berjalan. Salah satunya adalah penelitian yang mempelajari pola dari aktivitas otot pada *lower limb* pada penderita *cerebral palsy*. Pengambilan sinyal dari otot dilakukan pada 4 otot yaitu *m. vastus medialis (VM)*, *m. hamstrings (biceps femoris, HM)*, *m. tibialis anterior (TA)*, dan *m. gastrocnemius medialis (GM)* (Bojanic, 2011).

Penelitian tentang *spasticity* pada pola berjalan mempengaruhi pola dari sinyal otot pada penderita *cerebral palsy*. Otot yang diambil pola sinyalnya adalah otot *gastrocnemius (GAS)* dan *medial hamstrings (MEHs)*. Penelitian ini difokuskan pada *swing phase*, dan pengambilan gambar dari pola berjalan menggunakan VICON (Bar-On, 2014).

Peneliti lain meneliti sifat dinamis dari pola EMG pada gaya berjalan. Otot yang diambil sinyalnya adalah *gastrocnemius medialis (GM)*, *rectus femoris (RF)*, *soleus (SO)*, dan *tibialis anterior (TA)*. Besaran yang diambil dalam penelitian ini adalah amplitudo dan fase. Pola sinyal dari otot diambil dari penderita spinal cord injury dan dibandingkan dengan pola otot pada subjek normal (Ricamato, 2005).



Gambar 2.16 *Onset* dan *offset* dari sinyal otot yang telah di ekstraksi ciri.

Onset dan *offset time* dari aktivitas sinyal otot dicari dan digunakan sebagai masukan dari kontrol FES. *Onset time* digunakan untuk mengaktifkan stimulasi dari FES. *Onset* dan *offset time* didapat dari perpotongan *threshold* 10% dari maksimal aktivitas sinyal otot dengan sinyal otot. Maksimal aktivitas sniyal otot dapat dicari dengan menggunakan ekstraksi ciri sinyal otot. Banyak sekali ekstraksi ciri yang dapat dipakai, antara lainnya adalah *linear envelope*. *Onset* dan *offset* dari sinyal otot yang telah di ekstraksi ciri ditunjukkan pada Gambar 2.16.

Halaman ini sengaja dikosongkan

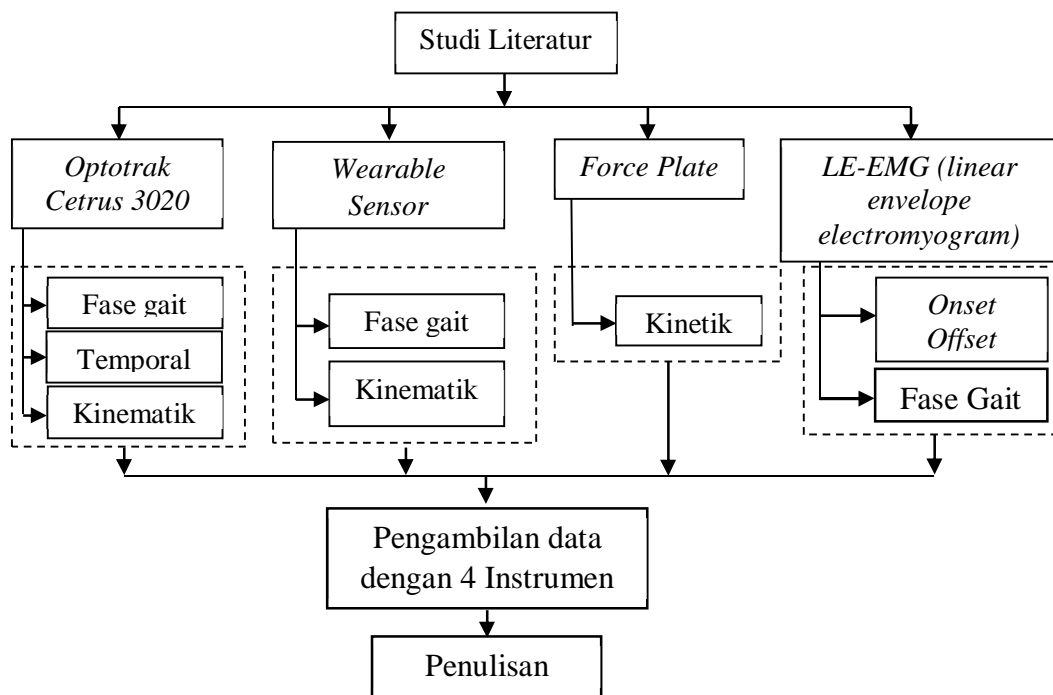
BAB 3

METODOLOGI PENELITIAN

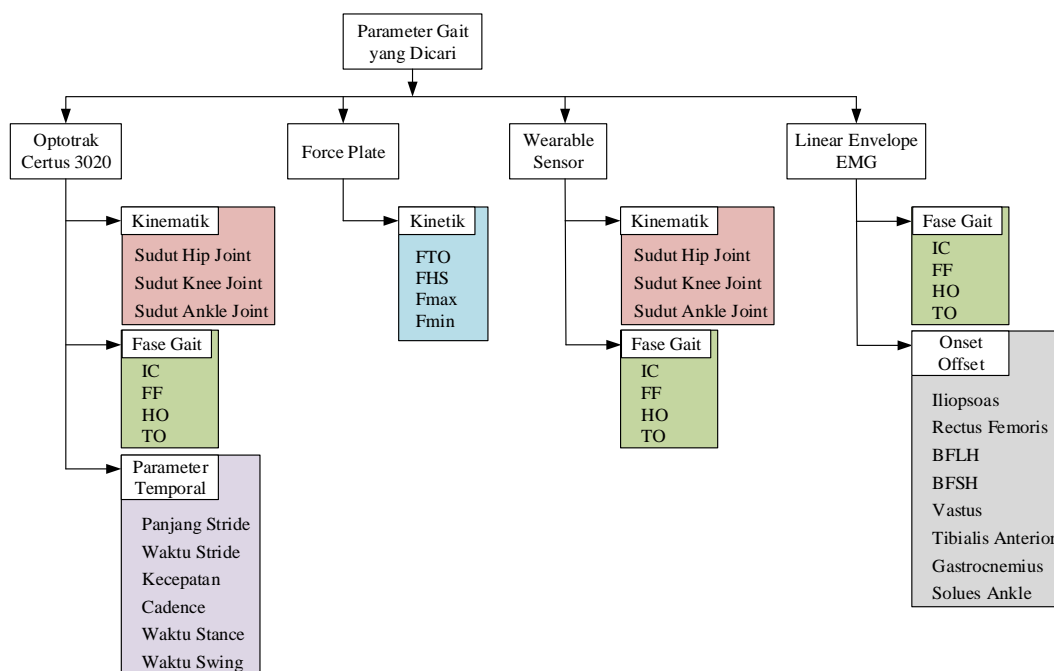
Penelitian tesis ini, terdapat beberapa hal yang perlu diperhatikan, yaitu pembacaan *joint angle* dari sendi pada *lower limb* dengan menggunakan optotrak certus 3020 , *wearable sensor* mengukur *joint angle* dari sendi pada *lower limb* serta FSR pada *wearable sensor* dapat membaca tekanan dari *toe* dan *heel* saat berjalan yang nantinya digunakan untuk mencari fase gait, pembacaan gaya dengan menggunakan *force plate*, dan pembacaan 8 sinyal otot dengan menggunakan 8-*channels Linear Envelope Electromyography* (LE-EMG).

Data yang akan diambil dari 4 instrumen tersebut akan dianalisa menggunakan program yang menghasilkan parameter gait yang nantinya dapat diperbanyak dan dibuat database normal maupun abnormal dan dapat digunakan untuk keperluan pembuatan *control rule* dari FES dan untuk karakterisasi profile. Parameter yang didapat dalam penelitian ini antara lain fase gait, parameter kinematik, parameter kinematic, dan *onset-offset* dari sinyal otot. Gambar 3.1 menunjukkan alur penelitian yang dilakukan.

Pada alur penelitian yang dilakukan pertama kali dalam penelitian ini adalah studi literatur yang mencakup semua tentang penelitian. Setelah dilakukan studi literatur maka setiap instrumen yang digunakan akan di pelajari cara penggunaanya dan instrumen *wearable sensor* dan LE-EMG dilakukan troubleshooting alat. Selanjutnya dilakukan pembuatan software untuk mencari fase gait dan parameter-parameter, yaitu parameter kinetik, parameter temporal, dan parameter kinematik, serta pada otot dilakukan pencarian *onset-offset* sinyal otot. Setelah dilakukan pembuatan software untuk mencari parameter, maka dilakukan pengambilan data menggunakan 4 instrumen bersamaan. Pengambilan data dengan 4 instrumen bersamaan menggunakan 20 subjek yang bergender 11 perempuan dan 9 laki-laki, dengan umur 20-26 tahun, semua subjek memiliki gaya berjalan normal. Sehingga nantinya dapat dilakukan analisa perbedaan antara laki-laki dan perempuan dalam normal gait.



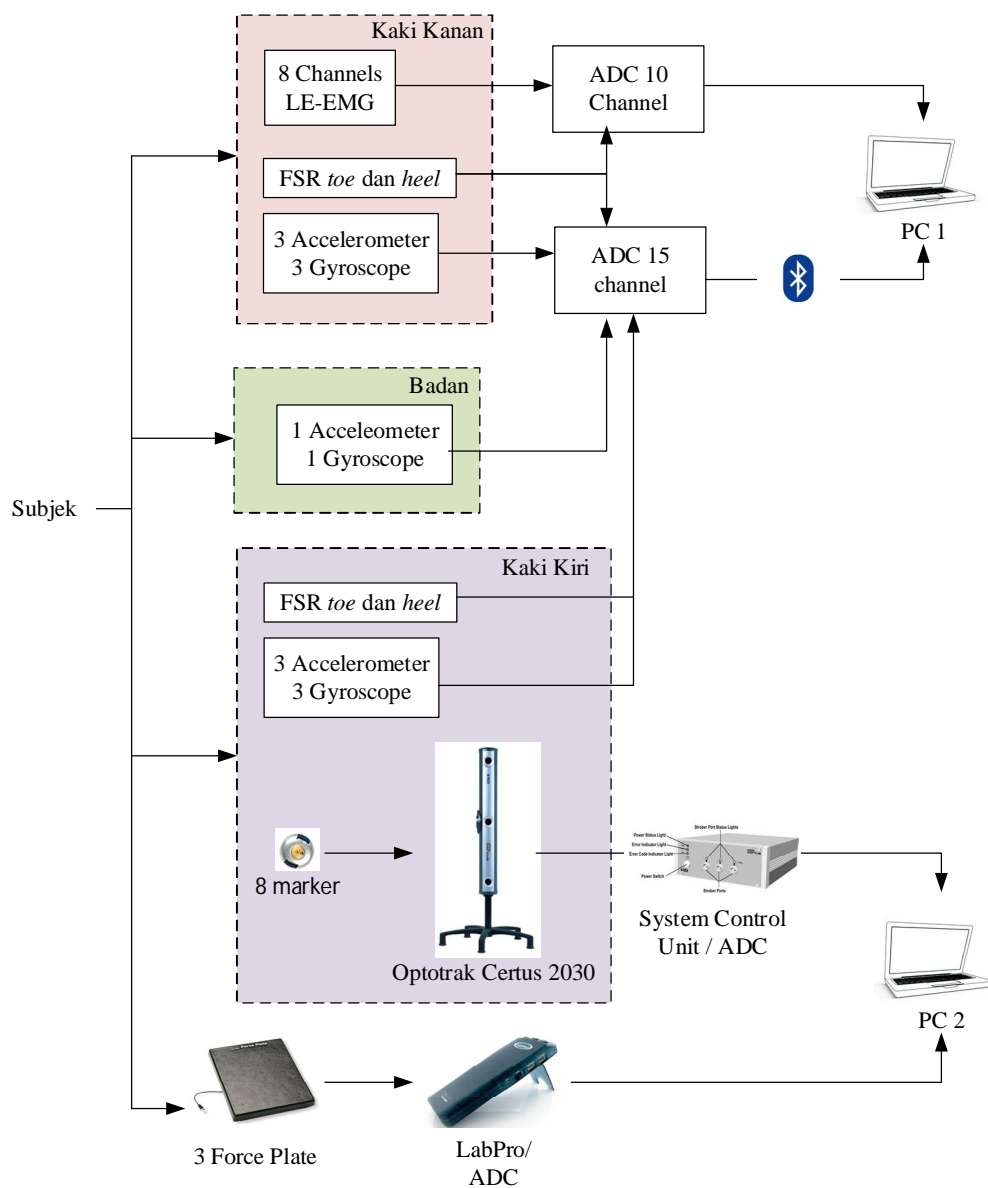
Gambar 3.1 Alur Penelitian



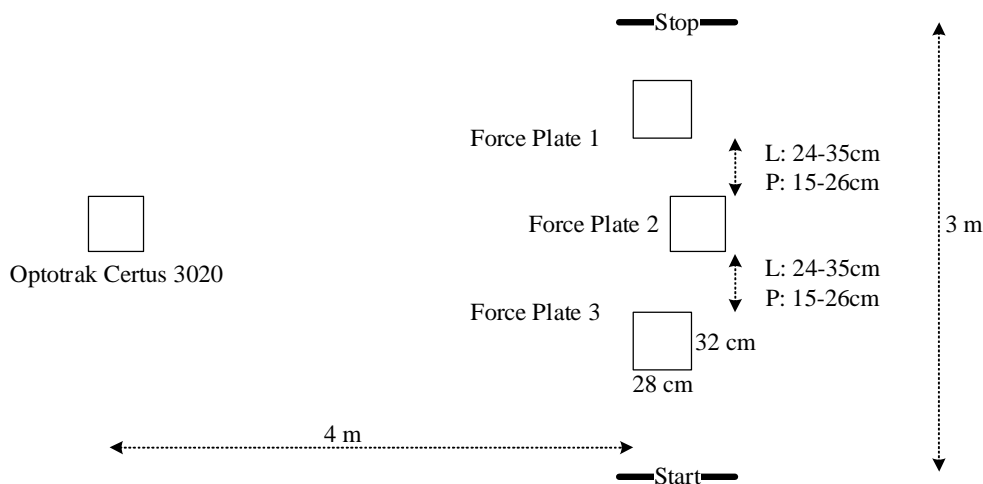
Gambar 3.2 Parameter yang Dicari dan Dianalisa

Penelitian ini memakai 4 alat untuk mengambil data secara bersamaan, alat tersebut adalah Optotrak Certus 3020 dengan 8 marker, 3 Force Plate, wearable sensor menggunakan 15 channel ADC, dan 8-channels Linear Envelope Electromyography (LE-EMG) menggunakan 10 channel ADC, sehingga disebut

dengan kompleks akuisisi data. Analisa data gait dalam penelitian ini juga kompleks karena parameter yang didapatkan sangat banyak, antara lain adalah data optotrak certus 3020 akan didapatkan parameter temporal, fase gait, serta parameter kinematik, data force plate akan didapatkan parameter kinetik (FTO, FHS, Fmax, Fmin, dan Fmax2), data dari LE-EMG akan didapatkan onset-offset sinyal otot, dan data wearable sensor akan mendapatkan parameter kinematik dan fase gait. Gambar 3.2 menunjukkan paraeter gait yang dicari dan dianalisa.



Gambar 3.3 Pengambilan Data dengan Menggunakan 4 Instrumen



Gambar 3.4 *Track* untuk Mengambil Data

3.1 Pengambilan Data Menggunakan 4 Instrumen

Pengambilan data dilakukan dengan 4 instrumen secara bersamaan. Pengambilan data ini dilakukan agar didapatkan data yang dapat diintegrasikan. Sehingga dapat dibandingkan hasil analisa dari beberapa instrumen yang ada. Pengambilan data yang diambil menggunakan optotrak certus 3020 dengan 8 marker, 3 force plate, wearable sensor dengan 15 ADC, dan 8 channels LE-EMG dengan 10 ADC, sehingga disebut dengan kompleks akuisisi data. Pada kaki kanan akan menggunakan 8 pasang elektroda untuk mengambil data sinyal otot dengan menggunakan LE-EMG. Wearable sensor dipasangkan pada *body*, *right* dan *left thigh*, *right shank* dan *left shank*, serta pada *left* dan *right foot*. Kaki kiri akan menggunakan 8 marker motion capture optotrak certus 3020. Subjek akan berjalan diatas 3 force plate untuk diambil data Ground Force Reactionnya.

Pengambilan data gaya berjalan normal dilakukan di Teknik Elektro ITS. Data yang akan diambil dari subjek selain data gaya berjalan adalah data fisik dari subjek seperti berat badan, tinggi badan, dan usia. Subjek normal yang akan diambil datanya dengan jumlah 20 orang dengan rentang usia 20-26 tahun, tinggi badan 148-175cm, berat badan 39-85 kg, dan gender laki-laki dan perempuan.

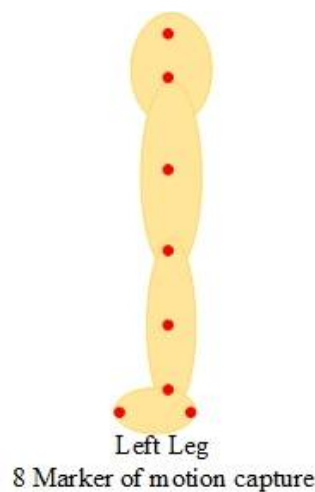
Penelitian ini menggunakan 3 *force plate* yang disusun sedemikian rupa agar kaki kiri menapak lebih dulu dan selanjutnya kaki kanan dan yang terakhir kaki kiri lagi. Letak antar *force plate* disesuaikan dengan panjang langkah dari

subjek. Pada subjek laki-laki jarak antara 2 force plate adalah 24-35 cm dan pada subjek perempuan jarak antara 2 force plate adalah 15-26cm. Force plate sendiri memiliki panjang 32cm. Camera Optotrak Certus 3020 berjarak 4 meter dengan *force plate* disesuaikan dengan referensi dari *Northern Digital Inc* (NDI). Jarak antara *start* sampai *stop* adalah 3 meter. Gambar 3.4 menunjukkan *track* untuk mengambil data.

Pengambilan data akan menggunakan 2 personal computer (PC). PC pertama akan mengkoleksi data menggunakan wearable sensor yang dikoneksikan dengan Bluetooth module dan 8 channels LE-EMG yang disambungkan secara serial dengan mikrokontroler. PC kedua akan mengkoleksi data dari Optotrak Certus dan Force Plate menggunakan koneksi serial. Pengambilan data Optotrak Certus 3020 menggunakan NDI software dan Force Plate menggunakan Loggerpro yang dikeluarkan oleh perusahaan Vernier. Pengolahan dari data yang didapat dilakukan dengan menggunakan PC terpisah karena data harus diolah terlebih dahulu agar dapat dianalisa. Gambar 3.3 menunjukkan diagram pengambilan data dengan menggunakan 4 instrumen

3.2 Optotrak Certus 3020

Optotrak Certus 3020 digunakan untuk mengambil data *motion capture* yang berupa titik-titik koordinat (x,y,z) dari marker. Hasil pengukuran akan dianalisa untuk dicari fase gait dan parameter kinematik dari gait data.



Gambar 3.5 Peletakan *Marker* pada Kaki Kiri

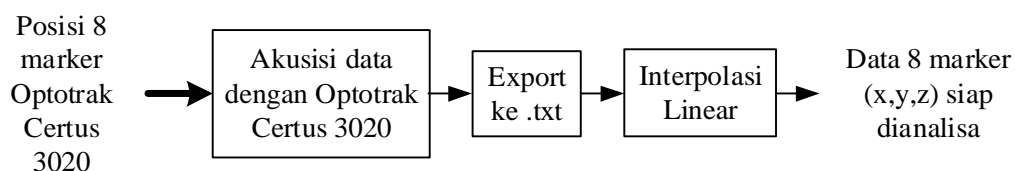
3.2.1 Peletakkan Marker

Optotrak Certus 3020 dapat digunakan untuk mendapatkan *motion capture* dari pergerakan yang cepat, seperti lari, dengan menggunakan marker, *portable design*, dan *virtual wireless marker*. Optotrak Cetrus 3020 memiliki keakuratan tinggi dalam membaca gerakan. Peletakkan dari *marker* juga menentukan pembacaan. *Marker* disini mempunyai peranan sangat penting dalam pengukuran gaya berjalan. Untuk dapat mengukur joint angle digunakan delapan *marker* yang sangat berperan dalam pengukuran gaya berjalan.

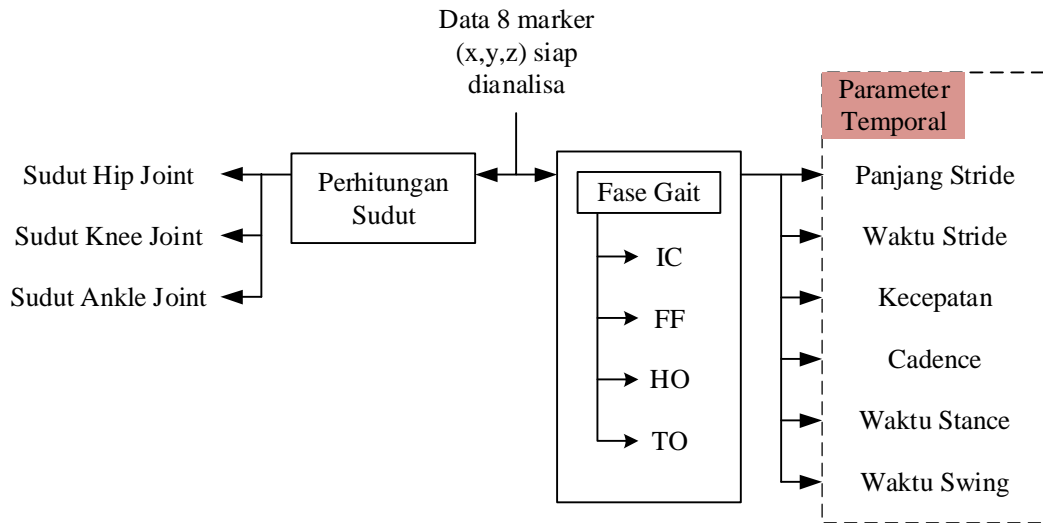
Penelitian ini menggunakan 8 *marker* yang diletakkan pada *hip, hip joint, tight, knee joint, shank, ankle joint, toe and heel*. Masing-masing *marker* akan digunakan untuk menghitung sudut dan mendapatkan fase gait dari gaya berjalan. Peletakkan *marker* pada subjek ditunjukkan pada Gambar 3.5.

3.2.2 Pengambilan Data dengan Optotrak Certus 3020

Data yang diambil menggunakan software NDI Optotrak Certus 3020 berupa koordinat (x,y,z) sebanyak 8 *marker*. File yang didapat dengan menggunakan *software* NDI bertipe ncc dan r3c, dan di akuisisi data dengan menggunakan NDI ADC yang satu paket alat dengan Optotrak Certus 3020. File data yang bertipe ncc dan r3c diubah terlebih dahulu menggunakan *software* NDI *First prinsiples* menjadi *type text*. Data yang telah diambil harus diinterpolasi terlebih dahulu agar dapat dianalisa. Interpolasi linear dilakukan karena data yang didapat masih terdapat data yang hilang akibat ayunan tangan saat berjalan (*missing detection*). Setelah dilakukan interpolasi linear maka data siap dianalisa. Gambar 3.6 menunjukkan diagram blok pengambilan data dan pengolahannya sampai dapat dianalisa.



Gambar 3.6 Diagram Blok Pengambilan Data



Gambar 3.7 Alur Proses Perhitungan Sudut, Fase Gait, dan Parameter pada Data Optotrak Certus 3020

3.2.3 Interpolasi Linear

Kendala utama yang sering dihadapi dalam *motion capture* dengan menggunakan *marker* adalah *missing detection*. *Missing detection* adalah tidak terdeteksinya *marker* oleh sensor yang diakibatkan oleh tertutupnya *marker* oleh tangan atau bisa diakibatkan oleh hal lain. Dengan adanya *missing detection* inilah analisa sulit dilakukan, maka perlu dilakukan rekontruksi pada *marker* yang tidak terdeteksi. Interpolasi linear merupakan salah satu metode yang digunakan dalam kotruksi *marker* yang *missing*. Pada peneliti sebelumnya telah menggunakan interpolasi dalam rekontruksi *marker*. Dimana interpolasi linear adalah menentukan titik-titik antara dua buah titik dengan pendekatan fungsi garis lurus. Perhitungan interpolasi linear ditunjukkan pada Persamaan 3.1.

$$y = \frac{(y_2 - y_1)}{(x_2 - x_1)}(x - x_1) + y_1 \quad (3.1)$$

3.2.4 Pengolahan Data Marker Optotrak Certus 3020

Data 8 marker (x,y,z) yang sudah diinterpolasi sudah dapat dilakukan perhitungan parameter serta fase gait. Analisa yang dilakukan adalah dengan mencari sudut dari hip, knee, dan ankle joint pada lower limb, fase gait yang berupa Initial Contact (IC), Foot Flat (FF), Heel Off (HO), dan Toe Off (TO), serta

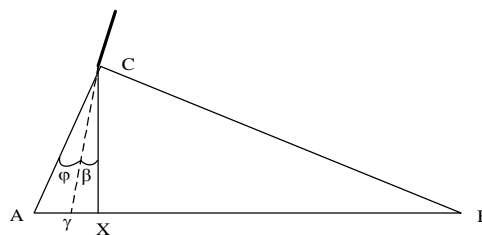
parameter temporal berupa panjang stride, waktu stride, kecepatan, waktu stance, waktu swing, dan cadence. Software perhitungan dari sudut, fase gait dan parameter temporal dibuat dengan menggunakan Delphi7. Program yang dibuat dapat menghitung besar sudut hip, knee, dan ankle joint serta harus dapat mencari fase gait dari satu tride. Setelah didapatkan fase gait dalam satu stride maka parameter temporal bisa dapat dicari. Alur proses perhitungan sudut dan fase gait, serta parameter temporal pada software ditunjukkan pada Gambar 3.7.

3.2.5 Perhitungan Sudut

Dalam analisa gaya berjalan, sudut adalah salah satu parameter penting penelitian ini. Untuk dapat menghasilkan sudut dari hasil pengukuran yang berupa koordinat maka digunakan persamaan trigonometri. Sudut–sudut yang diperlukan dalam analisis ini adalah berupa sudut *hip*, sudut *knee*, dan sudut *ankle*. Dalam membedakan sudut antara *hip*, *knee*, dan *ankle* maka peneliti menamakan θ_1 adalah sudut pada *hip*, sedangkan θ_2 adalah sudut pada *knee* kemudian untuk sudut pada *ankle* dinamai θ_3 atau selisih. Dalam mendapatkan sudut pada *hip angle* digunakan aturan cosinus seperti Persamaan 3.2. Dimana Δx adalah selisih dari sumbu x dan Δy selisih dari sumbu y .

$$\theta = \arctan\left(\frac{\Delta x}{\Delta y}\right) \quad (3.2)$$

Setelah mendapatkan sudut *hip* berikutnya adalah penentuan sudut pada lutut (*knee*). Sudut *knee* merupakan sudut yang dibentuk dari *knee joint* dan garis paha terhadap tulang kaki. Sudut *knee* adalah penjumlahan sudut *hip* dan sudut yang terbentuk antar tulang paha dan *knee*.



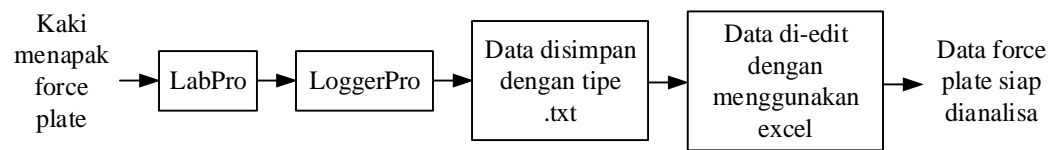
Gambar 3.8 Simpangan Penentuan Sudut *Ankle*

Sudut *ankle* didapatkan dari simpangan tulang betis dengan telapak kaki. Dimana posisi sudut 90° pada saat berdiri tegak sama dengan sudut *ankle* sebesar 0° . Berbeda dari penentuan sudut sebelumnya seperti sudut *hip* dan *knee*, dimana sudut *ankle* didapatkan dari selisih persimpangan betis dan telapak kaki maka dalam pencariannya dapat diilustrasikan seperti Gambar 3.6. Sudut *ankle* (segitiga γCX) pada Gambar 3.8 didapatkan dari selisih segitiga AXC dan $AC\gamma$ (segitiga $AC\gamma$). Pada koordinat C diwakili *marker* 6, pada A adalah *marker* 7 dan B dengan *marker* 8.

3.2.6 Penentuan Fase Gait dan Parameter Temporal

Fase gait yang akan dicari adalah *Initial Contact (IC)*, *Foot Flat (FF)*, *Heel Off (HO)*, dan *Toe Off (TO)*. Penentuan fase gait tersebut ditentukan sesuai dengan letak dari sumbu y dari *marker* Optotrak certus 0320 pada *heel* dan *toe*, yaitu *marker* ke 7 dan ke 8. Fase gait dimulai dari *initial contact (IC)* dimana pertama kali *heel* menyentuh tanah adalah ditandai dengan *marker* 7 yang berada pada *heel* mencapai titik maksimum terendah. FF yang ditandai dengan telapak kaki pertama kali menyentuh sejajar dengan lantai, dalam algoritma program pada *marker* 7 dan *marker* 8 mencapai titik terendah. HO merupakan pertama kalinya *heel* meninggalkan lantai dengan posisi *toe* menempel pada lantai. Setelah HO tercapai dengan dilanjutkan *toe* meninggalkan lantai. Selanjutnya kembali ke IC berikutnya yang merupakan akhir dari satu siklus berjalan.

Parameter temporal dapat dihitung jika fase gait telah didapat. Waktu stride didapat dengan membagikan banyak data dengan frekuensi sampling. Panjang stride didapatkan dari pengurangan sumbu x dari IC kedua dengan IC pertama, setiap perubahan sumbu x sama dengan 1 mm. jika telah diketahui waktu dan panjang stride maka dapat dihitung kecepatan berjalan subjek dengan membagikan panjang stride dibagi oleh waktu stride. Cadence adalah banyak stride dalam 1 menit. Sehingga cadence dapat dicari dengan 60 detik dibagi dengan waktu stride. Waktu stance adalah 60% dari waktu stride dan waktu swing adalah 40% dari waktu stride.



Gambar 3.9 Alur Pengambilan Data

3.3 Force Plate

3.3.1 Pengambilan Data dengan Force Plate

Penelitian ini menggunakan *force plate* untuk mengetahui besar dari *ground force reaction* saat berjalan. *Force plate* yang digunakan dikeluarkan oleh perusahaan Vernier. Pengambilan data *ground force reaction* dengan *force plate* Vernier harus menggunakan LabPro (ADC) yang dihubungkan dengan komputer yang didalamnya sudah terdapat *software* LoggerPro. LoggerPro digunakan untuk mengkoleksi data dari *force plate* yang nantinya dapat disimpan dalam bentuk text atau .txt. Data yang tersimpan dalam txt tidak dapat langsung dibuka dengan menggunakan program Delphi, oleh karena itu harus diedit dulu dengan menggunakan excel. Data yang telah diedit dengan menggunakan excel disimpan dan siap untuk dianalisa. Alur pengambilan data sampai dengan mengedit agar dapat diolah dan dianalisa menggunakan program yang sudah dibuat di delphi 7 ditunjukkan pada Gambar 3.9.

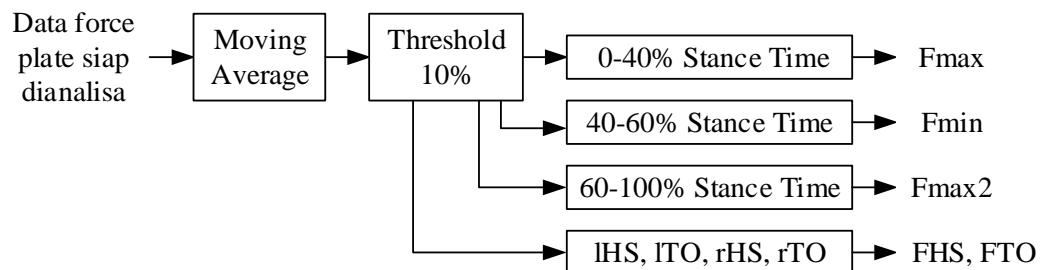
3.3.2 Pengolahan Data Force Plate

Program yang digunakan untuk menganalisa dan mendapatkan parameter kinetik dibuat menggunakan delphi7. Program yang dibuat berisi *open file* yang digunakan untuk membuka file yang telah diedit dengan menggunakan excel dan disimpan dalam txt. Sebelum dilakukan analisa maka data yang dibuka difilter terlebih dahulu untuk menghilangkan *noise*. Moving average digunakan untuk menghilangkan noise pada data. Data di *threshold* sebesar 10% dari maksimal data, *threshold* ini digunakan untuk menentukan titik *heel strike* dan *toe off* dari gaya pada kaki kiri dan kanan. Untuk mendapatkan Fmax, Fmin, Fmax2, maka harus didapatkan stance time 0-100%. Pada stance time 0-40% dicari Fmax dengan mencari nilai maksimum pada stance time 0-40%. Fmin dicari pada 40-60% stance

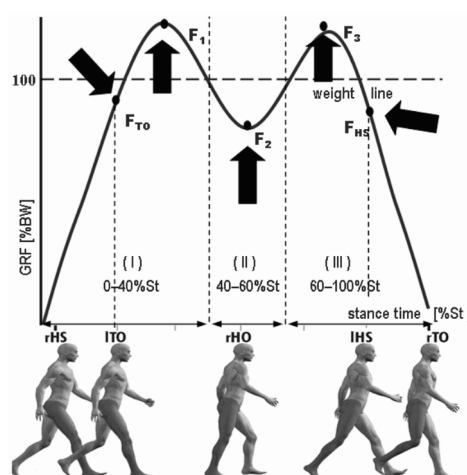
time dengan mencari nilai minimum dan Fmax2 dicari pada 60-100% stance time dengan mencari nilai maksimum. Alur pengolahan data untuk mendapatkan parameter kinetik ditunjukkan pada Gambar 3.10.

Analisa yang digunakan dalam program ini menggunakan analisa menurut jurnal Slawomir Winiarski tahun 2009. Analisa *ground force reaction* dari jurnal Slawomir Winiarski ditunjukkan pada Gambar 3.11. Analisa pada jurnal slawomir dijelaskan antara lain:

- Besar dari gaya pada akhir *initial* dari *double stance* (FTO) merupakan nilai dari waktu ketika *toe-off* (tTO) pada kaki yang lainnya.
- Nilai maksimum dari gaya (F1) berada pada 0-40% waktu dari *stance time* (ST)
- Nilai minimum dari gaya (F2) berada pada 40-60% waktu dari *stance time* (ST)



Gambar 3.10 Alur Pengolahan Data



Gambar 3.11 Analisa Kinetik (Winiarski, 2009)

- Nilai maksimum dari gaya (F3) berada pada 60-100% waktu dari *stance time* (ST)
- Besar dari gaya pada awal *initial* dari *double stance* (FHS) merupakan nilai dari waktu ketika *heel-strike* (tHS) pada kaki yang lainnya.

3.3.3 *Moving Average*

Moving average filter merupakan salah satu filter yang sangat optimal untuk mengurangi *randomnosie* ketika menginginkan *step* respon yang tajam. *Moving average* filter sangat baik ketika digunakan untuk analisa sinyal dalam domain waktu dan kurang baik untuk analisa sinyal dalam domain frekuensi dengan kemampuan yang kecil dalam memisahkan satu band frekuensi dari yang lain. Seperti namanya, *moving average* filter beroperasi merata-rata jumlah titik-titik dari sinyal *input* untuk menghasilkan setiap titik sinyal *output*. Dalam persamaan matematis, *moving average* filter ditunjukkan dalam Persamaan 3.3.

$$y_{forward}[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i+j] \quad (3.3)$$

Dimana x adalah sinyal *input*, y adalah sinyal *output* dan M adalah jumlah titik sinyal yang dirata-rata atau disebut juga orde filter.

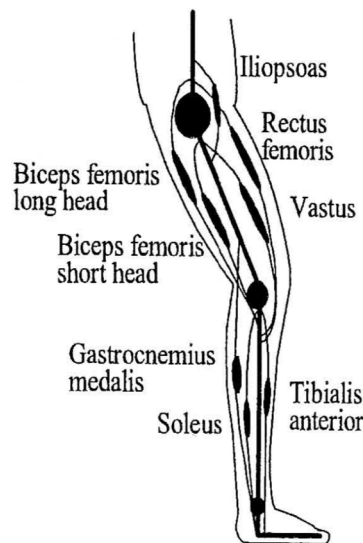
MA filter sangat baik digunakan sebagai *smoothing* filter tetapi kurang baik sebagai *low pass filter* karena peredaman pada daerah *stopband* kurang baik dan roll-offnya lambat. Untuk melakukan pemfilteran dengan MAV filter dilakukan dua kali yaitu *forward* dan *backward* agar sinyal yang dihasilkan sefasa dengan sinyal aslinya. Untuk MAV backward digunakan Persamaan 3.4.

$$y_{backward}[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=-M}^0 y[i+j] \quad (3.4)$$

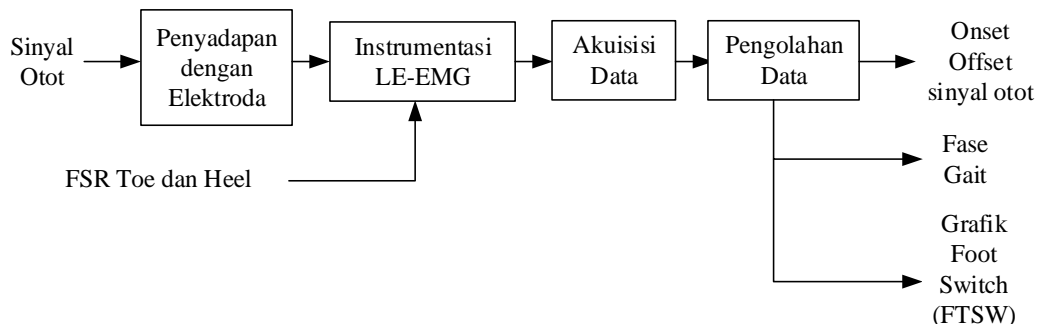
3.4 Linear Envelope Electromyography (LE-EMG)

Sinyal elektromiogram (EMG) adalah manifestasi elektrik dari aktivitas neuromuskular yang berhubungan dengan kontraksi otot. Sinyal EMG ini merepresentasikan besarnya arus akibat aliran ion yang melalui serat membran otot. Amplitudo dari sinyal ini meningkat seiring dengan peningkatan gaya yang dihasilkan oleh otot.

Alat gerak bagian atau kaki bawah merupakan susunan tubuh manusia yang dimulai dari pinggul sampai telapak kaki. Otot-otot yang berfungsi dalam menggerakkan kaki dalam gerakan berjalan terdiri dari 8 otot, yaitu *iliopsoas*, *rectus femoris*, *biceps femoris long head*, *biceps femoris short head*, *vastus muscles*, *gastrocnemius medialis*, *tibialis anterior*, dan *soleus*. Posisi otot pada kaki dapat dilihat pada Gambar 3.12.



Gambar 3.12 Otot pada *lower limb* yang digunakan saat berjalan (Arifin, 2006)



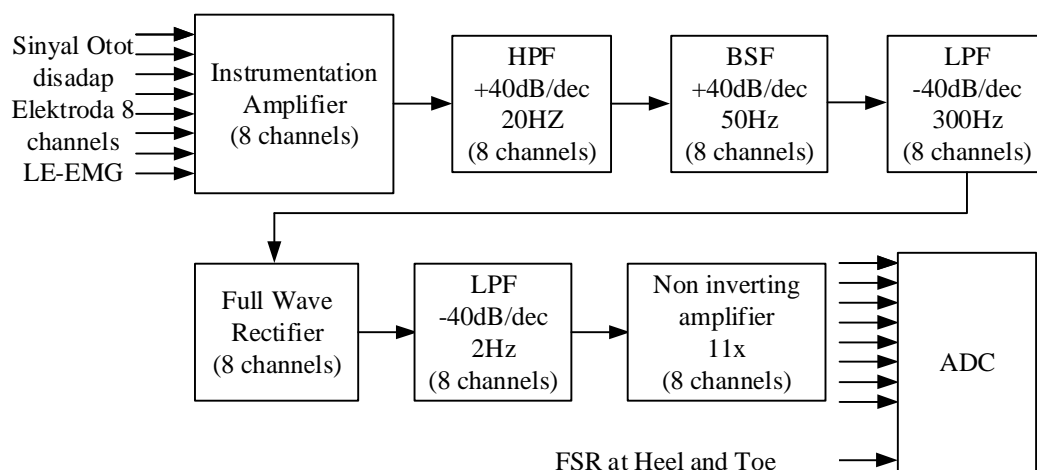
Gambar 3.13 Alur Pengambilan Data Aktivitas Otot

3.4.1 Pengambilan Data Aktivitas Otot

Pengambilan data aktivitas otot menggunakan LE-EMG yang memiliki 8 channel, sehingga dapat mengambil 8 data aktivitas otot bersamaan. Sinyal otot pada tubuh disadap menggunakan elektroda yang dihubungkan dengan instrumentasi LE-EMG yang nantinya akan diakuisisi data dan selanjutnya diolah datanya menggunakan program yang dibuat dengan computer yang berbeda. Hasil FSR pada toe dan heel yang didapatkan akan digunakan untuk mencari fase gait dan grafik foot switch, serta akan didapatkan aktifitas sinyal otot (onset dan offset). Alur pengolahan sinyal EMG dari otot sampai pengolahan ditunjukkan pada Gambar 3.13.

3.4.2 Desain Instrumentasi LE-EMG

Instrumentasi yang dibutuhkan untuk menyadap sinyal otot berupa perangkat elektronik yang mampu menguatkan sinyal otot yang memiliki amplitudo pada skala uV sampai mV dan mereduksi *noise* yang ikut masuk bersama sinyal otot. Sinyal otot memiliki amplitudo dalam skala uV sampai mV dengan *bandwidth* frekuensi antara 20 – 300 Hz. Rancangan instrumentasi EMG ditunjukkan pada Gambar 3.14.



Gambar 3.14 Desain Instrumentasi LE-EMG

Sinyal EMG disadap sengan menggunakan elektroda yang nantinya didalam instrumentasi LE-EMG dikuatkan dengan instrumentasi amplifier, lalu difilter dengan menggunakan *high pass filter* dengan *cut-off* 20Hz, lalu dilewatkan pada filter band stop filter 50 Hz untuk menghilangkan jala-jala listrik. Setelah itu difilter menggunakan low pass filter dengan *cut-off* 300Hz. Untuk mendapatkan sinyal *linear envelope* maka sinyal di searahkan dengan rangkaian penyearah gelombang penuh dan difilter dengan low pass difilter 2 Hz, yang terakhir sinyal dikuatkan 11 kali dengan rangkaian penguat non inverting.

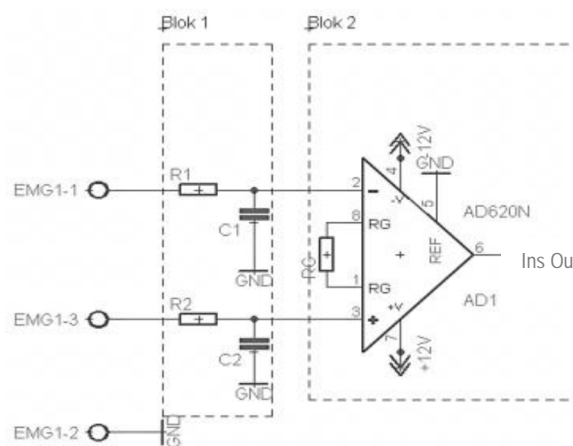
3.4.3 Rangkaian Instrumentasi Amplifier

Rangkaian penguat operasional memiliki parameter *Gain Bandwith*, dimana besarnya penguatan berbanding terbalik dengan frekuensi input. Untuk mengurangi karakteristik tersebut, pada rangkaian penguat instrumentasi, input dihubungkan pada *low pass filter* pasif. Frekuensi *cut-off* dari filter tersebut adalah 1000Hz. Jika nilai kapasitor pada Persamaan 3.5 telah diketahui, maka dapat dihitung nilai resistansi:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.5)$$

$$1000Hz = \frac{1}{2\pi \times 100nF \times R}$$

$$R = 1587\Omega$$



Gambar 3.15 Rangkaian penguat instrumentasi

Pada Gambar 3.15 blok 2 adalah IC AD620 yang mempunyai impedansi input yang cukup besar, yaitu sekitar 10MΩ. Nilai CMRR pada IC ini juga cukup tinggi yaitu 100dB pada saat G=10, Sehingga IC ini dipilih sebagai penguat instrumentasi. Amplitudo sinyal EMG memiliki amplitudo dengan skala uV, maka dirancang penguatan ±1000 kali. Berdasarkan Persamaan 3.6 penguatan diatur melalui besarnya nilai tahanan RG, sehingga nilai RG dapat dihitung.

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1 \quad (3.6)$$

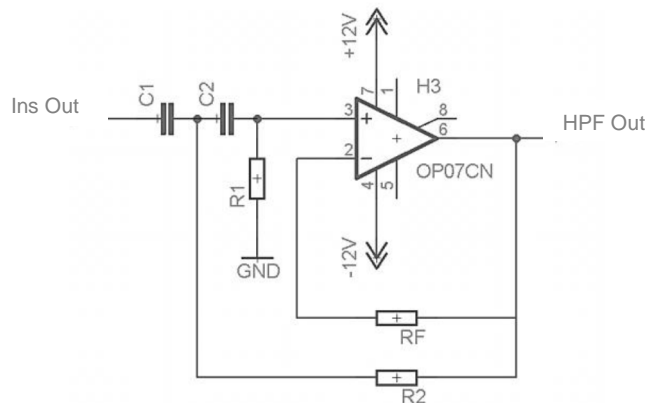
$$61.2 = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1$$

$$R_G = 820\Omega$$

3.4.4 Rangkaian High Pass Filter +40dB/dec 20 Hz

Rangkaian *High Pass Filter* (HPF) digunakan untuk membuang sinyal dibawah frekuensi *cut off* dan melewatkan sinyal diatas sinyal *cut off*. Rangkaian HPF ditunjukkan pada Gambar 3.16. Frekuensi terendah dari sinyal EMG sendiri adalah 20hz, berdasarkan Persamaan 3.7, jika nilai C2= C1=470nF, maka dapat dihitung nilai resitansi R1 sama dengan dua kali R2.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_1C_2R_1R_2}} \quad (3.7)$$



Gambar 3.16 Rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz

$$20 = \frac{1}{2\pi\sqrt{470nF \times 470nF \times R_1 R_2}}$$

$$R_1 = 12k\Omega R_2 = 24k\Omega$$

3.4.5 Rangkaian *Band Stop Filter* +40dB/dec 50 Hz

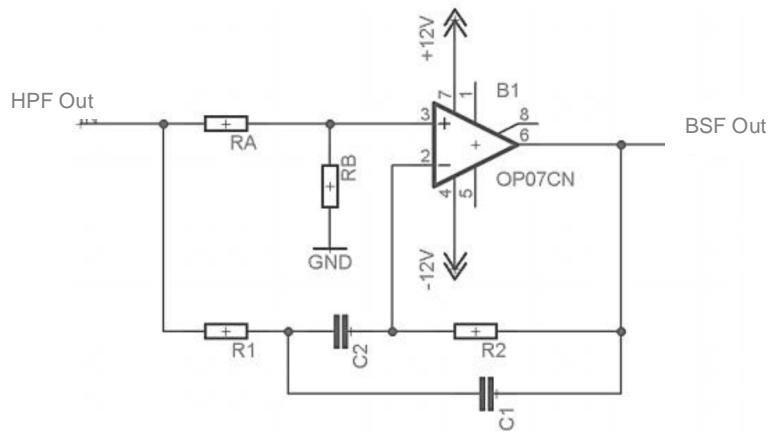
Band Stop Filter adalah filter yang membuang sinyal dengan lebar bidang frekuensi tertentu yang dibatasi oleh frekuensi cut-off rendah dan frekuensi cut off tinggi dan melewatkan sinyal dibawah frekuensi cut-off rendah dan diatas sinyal pada frekuensi cut off tinggi. BSF digolongkan menjadi 2 macam, yaitu *filter* lebar pita sempit dan pita lebar. *Filter* pita sempit adalah *filter* yang mempunyai *Bandwidth* lebih kecil sepersepuluh frekuensi resonansinya($B < 0.1 \text{ } \omega_r$), sedangkan *filter* pita lebar mempunyai lebar bidang frekuensi lebih besar dari sepersepuluh frekuensi resonansinya($B > 0.1 \text{ } \omega_r$). Dimana pada saat frekuensi sama dengan frekuensi resonansi adalah penguatan minimum dari *filter* (A_r). Perbandingan frekuensi resonansi dengan lebar bidang frekuensi dinamakan faktor kualitas(Q), *Filter* pita sempit mempunyai Q lebih dari 10 dan *filter* pita lebar mempunyai Q kecil dari 10. Apabila penguatan dari rangkaian naik atau 0.707 maka ada dua buah frekuensi *cut-off* yaitu frekuensi cut-off rendah (ω_{cL}) dan frekuensi cut-off atas(ω_{cH}). Selisih dari frekuensi cut-off dinamakan B atau ($B = \omega_{cH} - \omega_{cL}$).

Rangkaian BSF berfungsi mereduksi sinyal yang berasal dari inteferensi sinyal jala-jala dengan frekuensi 50hz. Konfigurasi rangkaian seperti pada Gambar 3.17. Berdasarkan Persamaan 3.8 bisa dicari nilai resistansi dan kapasitansi dari rangkaian, jika $C = 10nF$, maka dihitung nilai resistansi.

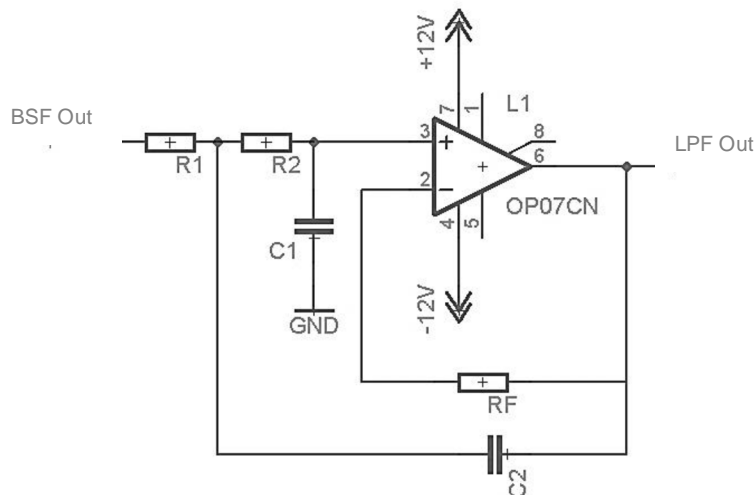
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_1 C_2 R_1 R_2}} \quad (3.8)$$

$$50 = \frac{1}{2\pi\sqrt{10nF \times 10nF \times R_1 R_2}}$$

$$R_1 = 33k\Omega \quad R_2 = 3.3M\Omega$$



Gambar 3.17 Rangkaian BSF +40dB/dec 50 Hz



Gambar 3.18 Rangkaian LPF -40dB/dec 300 Hz

3.4.6 Rangkaian *Low Pass Filtter* -40dB/dec 300 Hz

Rangkaian LPF digunakan untuk melewatkan sinyal dibawah frekuensi cut-off dan membuang sinyal diatas frekuensi *cut-off*. Konfigurasi rangkaian seperti pada Gambar 3.18. Frekuensi tertinggi dari sinyal EMG adalah 300hz, berdasarkan Persamaan 3.9, jika nilai $C_1=22\text{nF}$ dan $C_2=2$ kali $C_1=44\text{nF}$, maka dapat dihitung nilai resitansi R_1 sama dengan R_2 :

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_1 C_2 R_1 R_2}} \quad (3.9)$$

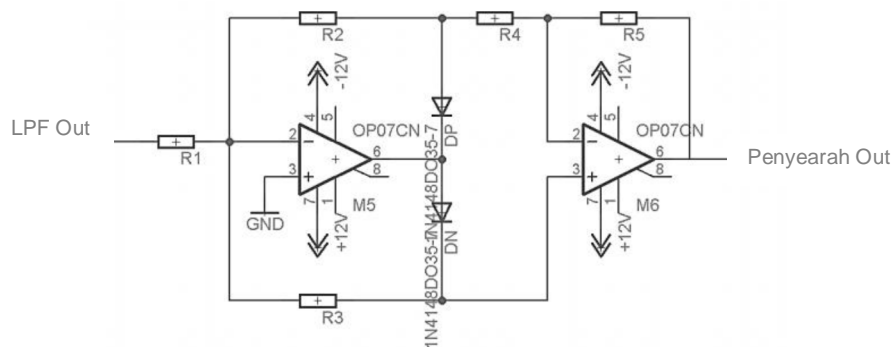
$$300 = \frac{1}{2\pi\sqrt{22nF \times 44nF \times R_1R_2}}$$

$$R_1 = 17k\Omega \quad R_2 = 17k\Omega$$

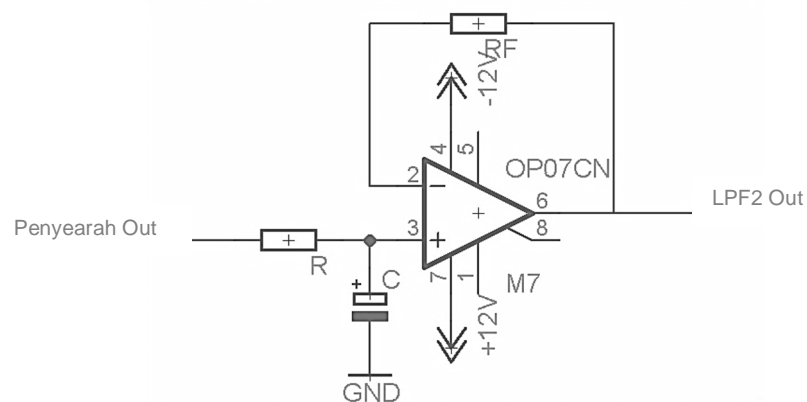
3.4.7 Rangkaian Penyearah

Rangkaian penyearah berfungsi untuk meloloskan sinyal EMG dengan polaritas positif dan mengubah sinyal EMG yang memiliki polaritas negatif menjadi sinyal yang memiliki polaritas positif. Sehingga dihasilkan sinyal dengan polaritas positif pada keseluruhan sinyal EMG yang direkam. Konfigurasi rangkaian penyearah seperti pada Gambar 3.19.

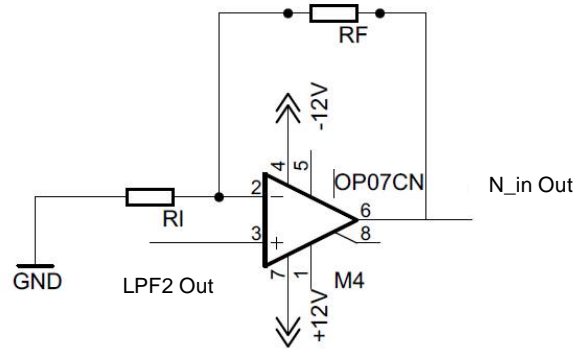
$$R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = 150k\Omega$$



Gambar 3.19 Rangkaian penyearah



Gambar 3.20 Rangkaian LPF -40dB/dec 2 Hz



Gambar 3.21 Rangkaian penguat non inverting

3.4.8 Rangkaian Low Pass Filter -40dB/dec 2 Hz

Setelah dilakukan penyearahan terhadap sinyal EMG yang direkam, selanjutnya adalah rangkaian LPF -20 dB dengan frekuensi yang sangat rendah. Dalam penelitian ini dipilih LPF -20dB dengan frekuensi *cut-off* sebesar 2 Hz. Dengan mem-filter sinyal EMG yang telah disearahkan, rangkaian ini akan menghasilkan *linear envelope* dari sinyal EMG. Konfigurasi rangkaian penyearah seperti pada Gambar 3.20. Frekuensi *cut-off* sebesar 2 Hz, jika nilai $C=1\mu F$, maka dapat dihitung nilai resistansi R dengan Persamaan 3.10.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.10)$$

$$2 = \frac{1}{2\pi 1\mu F R}$$

$$R = 79,5k\Omega$$

3.4.9 Rangkaian Penguat Non Inverting

Sinyal otot yang didapat belum terlalu besar maka dilakukan penguatan kembali dengan menggunakan penguat non inverting. Penguatan pada penguat non inverting sebesar 46.45 kali. Dengan menggunakan rumus penguatan non inverting pada Persamaan 3.11 didapatkan R_f dan R_i sebesar $100k\Omega$ dan $2.2k\Omega$. Gambar 3.21 menunjukkan rangkaian non inverting.

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R_f}{R_i} + 1 \quad (3.11)$$

$$46,45 = \frac{R_f}{R_i} + 1$$

$$R_f = 100k\Omega \quad R_i = 2,2k\Omega$$

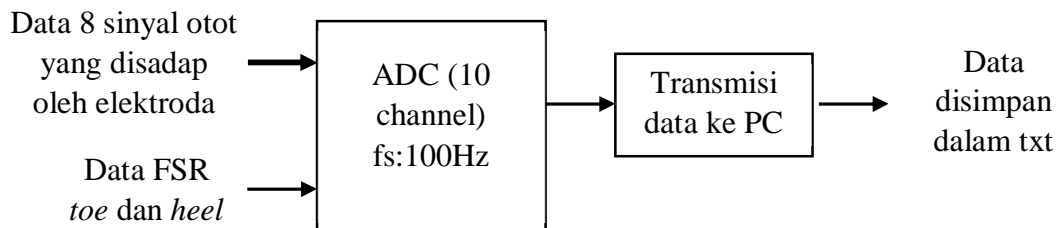
3.4.10 Akuisisi Data LE-EMG

Akuisisi data dilakukan dengan menggunakan ADC internal pada mikrokontroler ARM, STM32F4VG. Akuisisi data dilakukan pada 8 *channel* instrumentasi dan 2 buah sensor FSR sehingga menggunakan 10 *channel* ADC. Sinyal yang diakuisisi berupa sinyal *linear envelope* yang memiliki frekuensi rendah, akuisisi dilakukan dengan menggunakan frekuensi sampling pada ADC sebesar 100 Hz, data diambil selama 10 detik. Data yang telah diakuisisi menggunakan ADC, dikirim pada komputer dengan menggunakan komunikasi serial. Gambar 3.22 menunjukkan alur akuisisi data LE-EMG.

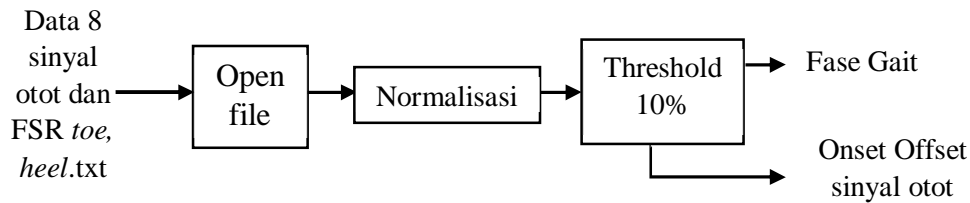
3.4.11 Perancangan Pengolahan Data Gerakan Berjalan

Data gerakan berjalan diakuisisi dengan menggunakan elektroda permukaan yang dipasang pada 8 otot yang berada pada kaki bersamaan dengan data FSR untuk mendeteksi *gait*. Data yang diakuisisi berupa data *linear envelope* dari *hardware*. Secara keseluruhan, pengolahan data gerakan berjalan dengan program komputer dapat dilihat pada Gambar 3.23.

Selanjutnya data diakuisisi dengan menggunakan 10 *channel* ADC internal pada mikrokontroler ARM, STM32F4VG dengan frekuensi sampling sebesar 100 Hz. FSR menggunakan 2 *channel* ADC untuk akuisisi besarnya perubahan nilai FSR dan 8 *channel* lainnya dihubungkan pada masing-masing otot. Selanjutnya data ADC dikirim kepada PC menggunakan komunikasi serial.



Gambar 3.22 Alur akuisisi data LE-EMG



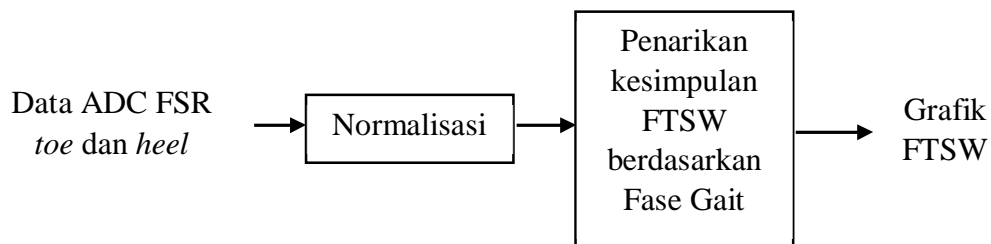
Gambar 3.23 Alur pengolahan data sinyal otot

Pada PC dilakukan pengolahan dengan menggunakan program komputer. Proses yang dilakukan adalah melakukan normalisasi dengan menggunakan nilai maksimum masing-masing sinyal. Kemudian dilakukan proses *threshold* sebesar 10% untuk mendapatkan *onset* dari masing-masing otot. Setelah itu dilakukan penarikan kesimpulan aktivitas otot (onset dan offset) berdasarkan fase gait pada sinyal sensor FSR.

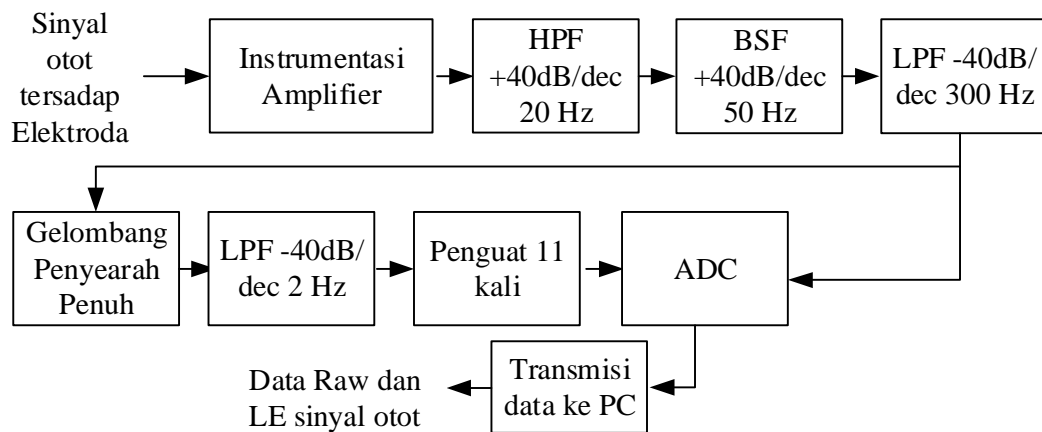
3.4.12 Grafik *Foot Switch* (FTSW)

Grafik *Foot Switch* adalah grafik penggambaran pergantian *heel* dan *toe* saat menapak ditanah. *Foot Switch* yang digunakan dalam penelitian ini menggunakan grafik yang akan memperlihatkan *heel only*, *toe only*, atau *heel* dan *toe* yang menapak pada tanah saat berjalan. Sebelum penarikan kesimpulan grafik FTSW maka dilakukan normalisasi terlebih dahulu terhadap data FSR pada toe dan Heel. Hasil normalisasi akan ditarik kesimpulannya sehingga membantu grafik FTSW.

Penarikan kesimpulan grafik FTSW harus berdasarkan fase gait. Penarikan kesimpulan grafik FTSW antara lain, ketika *heel* saja yang menapak maka nilai grafik yang didapat adalah 0,5, ketika *toe* saja yang menapak maka nilai grafik yang didapat adalah 0,5, dan ketika *heel* dan *toe* menapak, maka nilai grafiknya adalah 1. Pengambilan kesimpulan untuk FTSW menggunakan sinyal sensor FSR. Gambar 3.24 menunjukkan alur pembuatan grafik FTSW.



Gambar 3.24 Alur pembuatan grafik FTSW



Gambar 3.25 Diagram Blok Instrumentasi Sinyal Raw dan LE

3.4.13 Pengambilan Data *Raw* dan LE

Instrumentasi yang digunakan adalah EMG 1 channel yang dapat diambil hasil sinyal raw dan sinyal linear envelope. Gambar 3.25 menunjukkan diagram blok instrumentasi sinyal raw EMG dan linear envelope satu channel.

Akuisisi dan pengolahan sinyal EMG saat proses pengambilan data raw EMG dan linear envelope dua channel dilakukan dengan melakukan perekaman saat otot melakukan kontraksi maksimum. Kontraksi maksimum dilakukan dengan cara memaksa masing-masing otot untuk menggerakkan kaki sesuai dengan fungsinya masing-masing dan diberi penahan pada arah berlawanan dengan arah gerakan sehingga otot melakukan kontraksi tanpa terjadi gerakan pada kaki.

Intrumentasi untuk proses pengambilan data raw EMG dan linear envelope dua channel dilakukan dengan perekaman saat otot melakukan kontraksi maksimum. Elektroda yang dipasang pada setiap otot dihubungkan pada penguat instrumentasi dengan *gain* +1000 kali. Kemudian sinyal yang telah dikuatkan di filter dengan HPF +40dB/dec 20 Hz, LPF -40dB/dec 300 Hz, dan BSF +40 dB/dec 50 Hz.

Keluaran dari BSF akan diolah pada rangkaian selanjutnya untuk mendapatkan sinyal dalam bentuk *raw* dan *linear envelope*. ADC internal pada STM32F4VG tidak mampu membaca sinyal negatif. Oleh karena itu, untuk mendapatkan sinyal *raw* yang dapat terbaca seluruhnya oleh ADC, keluaran BSF

dijumlahkan dengan tegangan DC sebesar 1,5 V menggunakan rangkaian penjumlah tak-membalik. Keluaran dari rangkaian penjumlah tak-membalik dihubungkan pada *channel* pertama dari ADC. Sedangkan pengolahan untuk mendapatkan sinyal dalam bentuk *linear envelope*, keluaran dari BSF dihubungkan pada rangkaian penyearah gelombang penuh dan selanjutnya di filter dengan menggunakan LPF -20dB/dec 2 Hz. Dan keluaran dari LPF dihubungkan pada *channel* kedua dari ADC.

3.4.14 Pengolahan Data Perbandingan Raw dan LE

Intrumentasi untuk proses pengambilan data raw EMG dan linear envelope dilakukan dengan perekaman saat otot melakukan kontraksi maksimum menggunakan 2 *channel* ADC. Sinyal *raw* yang memiliki frekuensi tinggi, sehingga akuisisi dilakukan dengan menggunakan frekuensi sampling pada ADC sebesar 1000Hz.

Pengambilan data raw EMG dilakukan dengan membuat otot melakukan kontraksi sesuai dengan fungsinya masing-masing dengan ditahan pada arah berlawanan, sehingga otot akan melakukan kontraksi tanpa adanya pergerakan pada bagian tubuh. Data *raw* diolah dengan program komputer untuk hasilkan sinyal dalam bentuk *linear envelope*. Proses ini dilakukan dengan *rectifier* sinyal dengan persamaan yang diunjukkan pada Persamaan 3.12.

$$y(n) = \sqrt{(x^2(n))} \quad (3.12)$$

Dimana $y(n)$ adalah output rectifier (volt), $x(n)$ adalah input rectifier – sinyal raw EMG (volt), dan n adalah data ke- n .

Sinyal hasil proses *rectifier* kemudian di filter dengan menggunakan filter *butterworth* dengan frekuensi *cut-off* sebesar 2 Hz. Persamaan dari filter ditunjukkan pada Persamaan 3.13.

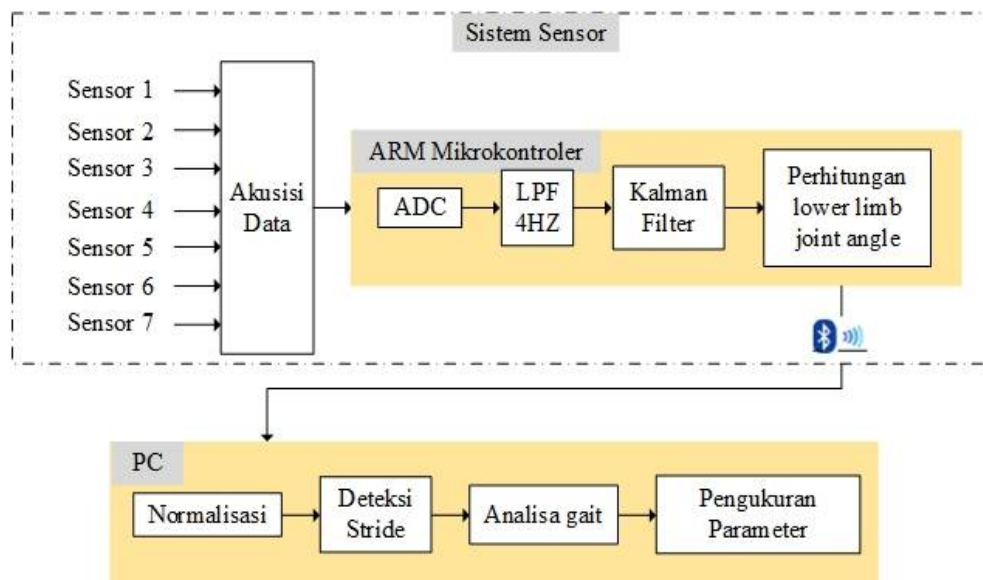
$$y(n) = \frac{\omega_c T x(n) + \omega_c T x(n-1) - (\omega_c T - 2)y(n-1)}{\omega_c T + 2} \quad (3.13)$$

Dimana $y(n)$ adalah output rectifier (volt), $x(n)$ adalah input rectifier – sinyal raw EMG (volt), n adalah data ke- n , ω_c adalah frekuensi cut-off (rad/s), dan T adalah periode sampling (s).

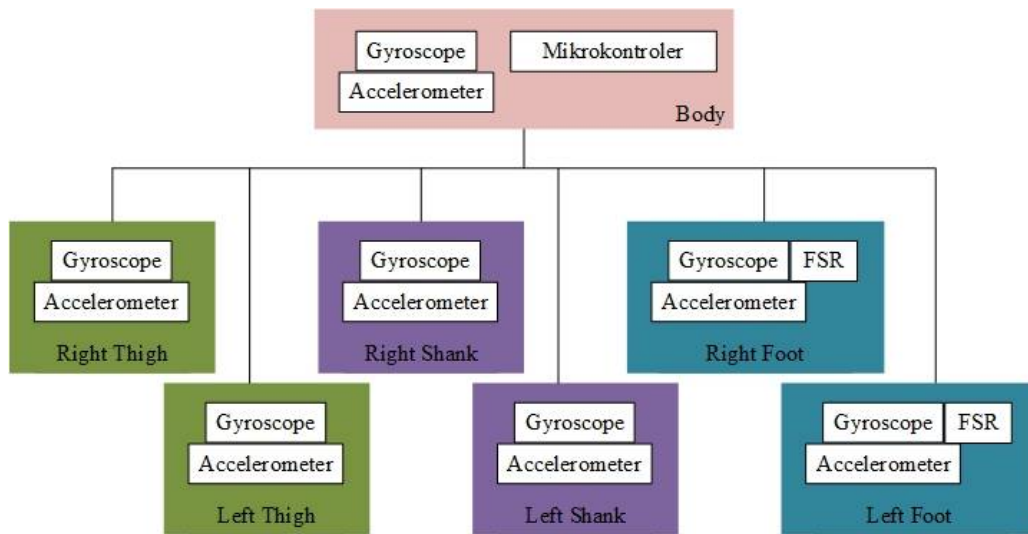
Hasil dari pengolahan program komputer merupakan sinyal *raw* EMG dalam bentuk *linear envelope*. Setelah didapatkan sinyal EMG dalam bentuk *linear envelope* yang didapat dari hardware dan pengolahan dengan program komputer, ditentukan nilai maksimal dari sinyal ini untuk kemudian dilakukan perbandingan hasil dari tampilan grafiknya.

3.5 Wearable Sensor

Sistem dari *wearable sensor* yang akan dipakai ditunjukkan pada Gambar 3.26. *Wearable sensor* ini memiliki sistem sensor 7 buah yang terdiri dari *accelerometer*, *gyroscope*, dan *Force Sensitive Sensor* (FSR). Data pengambilan sensor diproses didalam mikrokontroler dan dikirimkan ke PC dengan menggunakan *Bluetooth module*. Data yang dikirimkan ke PC di analisa untuk dicari parameter kinematik serta fase gaitnya.



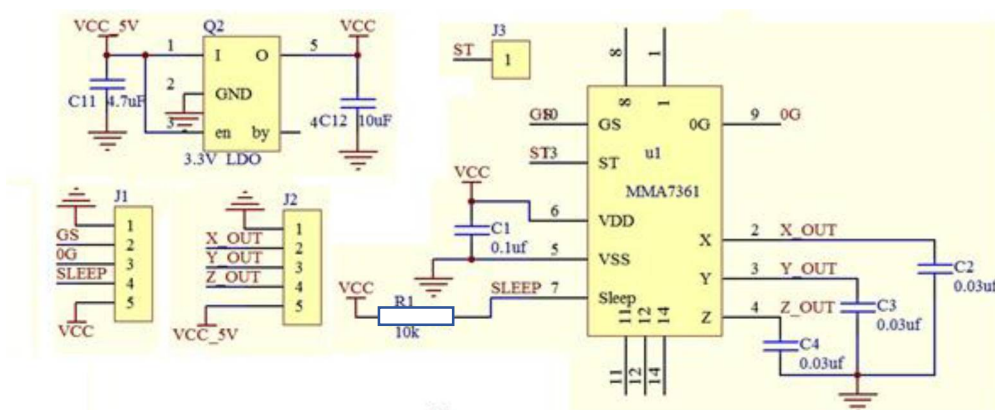
Gambar 3.26 Diagram blok sistem *wearable sensor*



Gambar 3.27 Diagram Penempatan Perangkat Keras

3.5.1 Penempatan Sensor pada *Lower Limb*

Pemasangan 7 sistem sensor pada tubuh adalah pada *body*, *left thigh*, *right thigh*, *left shank*, *right shank*, *right foot*, dan *left foot*. Sistem sensor pada *body* terdiri dari sensor *accelerometer*, *gyroscope*, dan arm mikrokontroler. Sistem sensor pada *thigh* dan *shank* terdiri dari *accelerometer* dan *gyroscope*, sedangkan sistem sensor pada kedua *foot* terdiri dari *accelerometer*, *gyroscope*, dan FSR. Peletakkan sensor FSR harus tepat pada *heel* dan *toe* dari subjek. Gambar 3.27 menunjukkan diagram penempatan perangkat keras.



Gambar 3.28 Rangkaian dari MMA7361 (Wulansari,2016)

3.5.2 Accelerometer

Accelerometer digunakan untuk mengukur sudut kemiringan suatu bidang. Pada hardware tugas akhir ini, *accelerometer* yang digunakan adalah MMA7361L. MMA7361L merupakan *accelerometer* tiga sumbu (X,Y dan Z) yang berdaya rendah, memiliki sensitivitas yang tinggi (800mV/g @1.5g), sensitivitas dapat dipilih (+1.5g, +6g) dan dikemas secara *micromachined*. Sensitivitas dapat dipilih dengan memberikan logika 1 atau 0 pada pin g-select. Dalam pengukuran gerakan kaki digunakan sensitivitas +1.5 g (1 g = 9,81m/detik²). Ukuran dan rangkaian tipikal dari sensor *accelerometer* MMA7361L ditunjukkan pada Gambar 3.28. Pada tugas akhir ini digunakan dua sumbu pengukuran yaitu sumbu X dan sumbu Z. Pemilihan sumbu ini didasarkan pada arah pergerakan *lower limbs* pada gaya berjalan normal.

3.5.3 Gyroscope

Gyroscope yang digunakan yaitu GY35RC. *Gyroscope* ini merupakan *gyroscope single axis* yang mampu mengukur kecepatan sudut (o/s) pada sumbu pitch (X). Orientasi putaran sumbu, ukuran sensor serta rangkaian tipikal *gyroscope* GY-35-RC. Posisi *steady state*, orientasi putaran sumbu, ukuran sensor serta rangkaian tipikal *gyroscope* GY-35-RC ditunjukkan pada Gambar 3.29. *Gyroscope* dapat digunakan untuk mengukur sudut kemiringan suatu bidang dengan mengintegrasikan kecepatan sudut yang didapatkan dari *gyroscope*. Persamaan integral diskrit untuk mendapatkan sudut *gyroscope* ditunjukkan pada Persamaan 3.14 dan Persamaan 3.15.

$$\theta_k = \theta_{k-1} + \omega_c dt \quad (3.14)$$

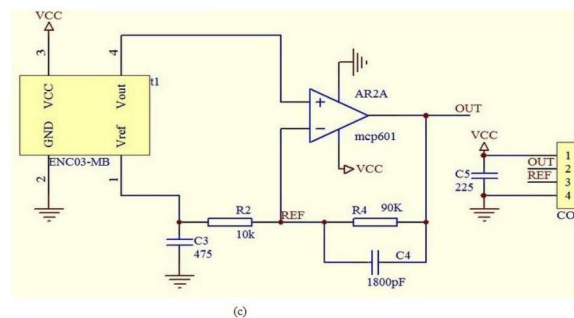
$$\omega_k = \frac{Vo_k - V_{bias}}{S_g} \quad (3.15)$$

Dimana θ_k adalah posisi sudut kemiringan bidang yang diukur pada waktu ke k, ω_k adalah kecepatan sudut *gyroscope* pada waktu ke k, Vo_k adalah tegangan output *gyroscope* pada waktu ke k, V_{bias} adalah tegangan saat posisi steady state,

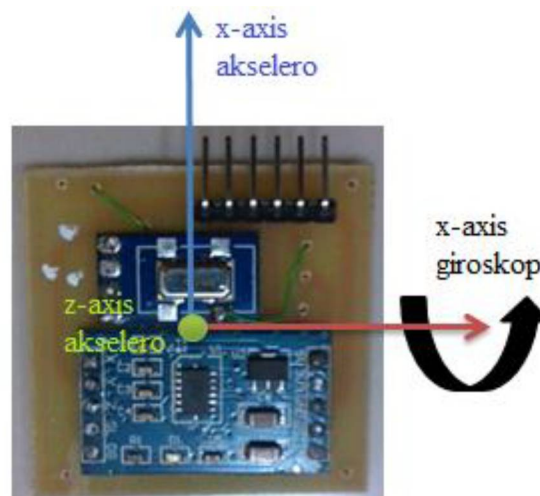
S_g adalah sensitivitas *gyroscope* dan dt adalah waktu sampling sistem ADC yang digunakan.

Accelerometer dan *gyroscope* dirancang dalam satu *board* menjadi sensor inersia (*inertial measurement unit*) dengan arah *vector* ditunjukkan pada Gambar 3.30. Pada instrumen yang dirancang, digunakan tujuh sensor IMU yang diletakkan pada setiap segmen yaitu badan, paha, betis dan telapak kaki kanan dan kiri.

Gyroscope digunakan untuk mengetahui arah dari IMU. Bila IMU bergerak searah jarum jam, maka sudut tilt yang dihasilkan bernilai negatif. Sebaliknya, bila IMU bergerak berlawanan arah jarum jam, maka sudut tilt yang dihasilkan bernilai positif. Sehingga pada segmen badan, paha, betis dan telapak kaki, sudut tilt dihitung berdasarkan vektor sumbu X dan Z *accelerometer* dengan Persamaan 3.17 dan Persamaan 3.18.



Gambar 3.29 Rangkaian dari GY-35RC (Wulansari, 2016)



Gambar 3.30 *Inertial Measurement Unit (IMU)*(Wulansari, 2016)

$$\theta_{b,t,s} = \arctan\left(\frac{Z}{X}\right) \quad (3.16)$$

$$X = \frac{Vo_x - V_{zero-g}}{S_a} \quad (3.17)$$

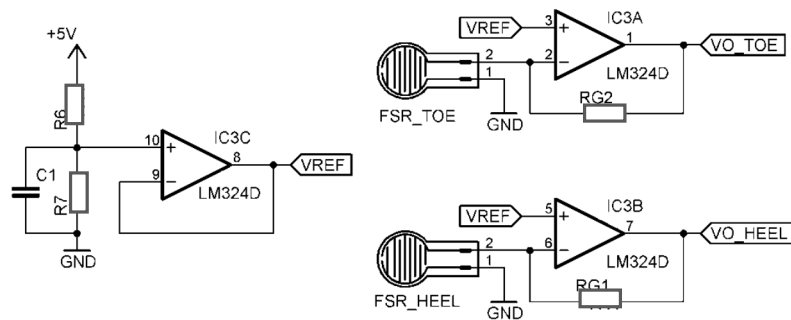
$$Z = \frac{Vo_z - V_{zero-g}}{S_a} \quad (3.18)$$

Dimana $\theta_{b,t,s}$ adalah posisi sudut tilt segmen badan, paha, betis; X dan Z adalah vektor percepatan gravitasi accelerometer pada sumbu X dan Z; Vo_x dan Vo_z adalah tegangan output accelerometer pada sumbu X dan Z; V_{zero-g} adalah tegangan output accelerometer ketika mengalami percepatan gravitasi nol; S_a adalah sensitivitas accelerometer. Nilai V_{zero-g} dan S_a dapat dilihat pada datasheet.

IMU pada segmen telapak kaki, sudut tilt dihitung berdasarkan *vector* sumbu X dan Z *accelerometer* dengan persamaan 3.19.

$$\theta_f = \arctan\left(\frac{Z}{X}\right) - 90^\circ \quad (3.19)$$

Dimana θ_f adalah posisi sudut tilt segmen foot dalam satuan radian, X dan Z dapat dihitung menggunakan persamaan (3.17) dan (3.18). Perhitungan sudut tilt dari gyroscope perlu disesuaikan dengan mengalikan -1 pada gyro rate yang dihasilkan agar tanda orientasi sudut menjadi sama dengan sudut hasil perhitungan accelerometer.



Gambar 3.31 Rangkaian Pengubah Arus ke Tegangan FSR dengan Tengan Referensi (Arrofiqi, 2015)

3.5.4 Force Sensitive Resistor

Sinyal kontak antara kaki dan lantai dapat digunakan untuk menentukan fase *gait* dan *gait event*. Fase *gait* dapat dibagi menjadi 2 fase yaitu fase berdiri (*stance phase*), kaki menyentuh tanah dan fase berayun (*swing phase*), dimana kaki tidak lagi kontak dengan tanah. Untuk mendapatkan data fase *gait* mulai dari awal kaki menyentuh tanah, dilanjutkan dengan fase berayun sampai kaki menyentuh tanah lagi (siklus berjalan) maka diperlukan pemasangan sensor yang dipasang pada telapak kaki yaitu pada bagian *heel* dan *toe*. Untuk mendapatkan informasi fase *gait* digunakan dua pasang sensor *Force Sensitive Resistor* (FSR) buatan INTERLINK Electronics, yang ditempatkan pada tumit (*heel*) dan ibu jari kaki (*toe*) sebelah kiri dan kanan. Sedangkan *gait event* dibagi menjadi 4 yaitu *initial contact* ketika salah satu dari dua FSR pada satu telapak kaki terinjak. Selanjutnya *foot-flat* yang ditandai dengan terinjaknya kedua FSR pada satu telapak kaki, *heel-off* yang terjadi ketika FSR pada tumit tidak lagi terinjak, dan *toe-off* ketika kedua FSR pada satu telapak kaki tidak lagi terinjak.

Force sensing resistor (FSR) merupakan sensor dari bahan *polymer thick film* (PTF) yang akan mengalami perubahan resistansi jika adanya gaya pada permukaan aktif FSR. Resistansi FSR mengalami penurunan jika meningkatkan gaya terhadap permukaan aktif FSR. Sebaliknya jika gaya pada permukaan aktif FSR melemah maka resistansi akan mengalami kenaikan.

Dirancang rangkaian perubah arus ke tegangan untuk mengkonversi gaya terhadap FSR ke nilai tegangan. Rangkaian konversi gaya pada permukaan FSR ke tegangan ditunjukkan pada Gambar 3.31 dengan persamaan output yang ditunjukkan pada persamaan 3.20.

$$V_{o_{FSRtoe,FSRheel}} = V_{ref} \left(1 + \frac{R_g}{R_{FSR}} \right) \quad (3.20)$$

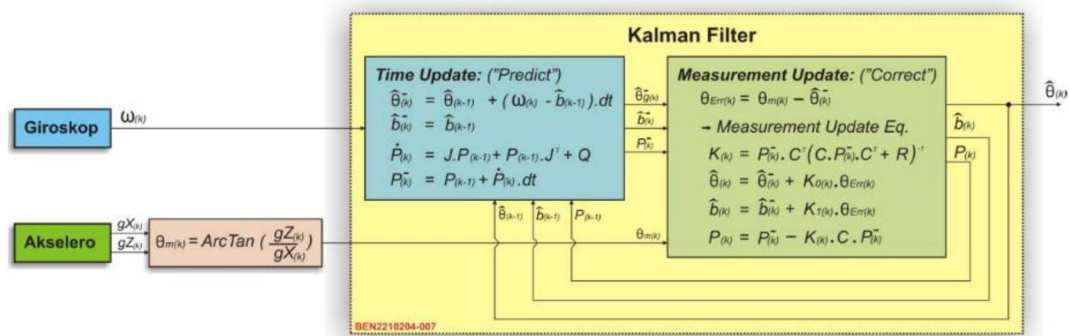
Dimana $V_{o_{FSRtoe,FSRheel}}$ merupakan tegangan output dari op-amp yang akan digunakan sebagai output sensor. V_{ref} merupakan tegangan referensi yang digunakan untuk menaikkan nilai minimum sensor FSR ketika tidak diterapkan gaya apapun pada permukaan FSR. Tegangan referensi dipilih bernilai sekitar 1 volt dan diperoleh nilai $R_7 = 1K\Omega$, $R_6 = 4K\Omega$. Untuk penguatan rangkaian diatur ketika

FSR diberi beban maksimum nilai tegangan output harus dibawah 3,3 volt dan diperoleh nilai $R_G = 1 \text{ K}\Omega$.

3.5.5 Perancangan Perangkat Lunak pada Mikrokontroler

Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, jumlah sensor yang digunakan pada tugas akhir ini membutuhkan 25 kanal ADC untuk proses pembacaan data sehingga dibutuhkan adanya multiplexer untuk mengakuisisi data dari seluruh sensor. Keluaran multiplexer inilah yang akan dibaca oleh ADC mikrokontroler. Pada tugas akhir ini, pembacaan data sensor dilakukan dengan menggunakan fitur DMA (Direct Memory Access) untuk mempercepat prosesnya. ADC yang digunakan merupakan ADC internal dari STM32F4Discovery. Resolusi ADC yang digunakan adalah 12bit dengan frekuensi sampling 100Hz.

Penggunaan filter pada perangkat lunak dimaksudkan untuk mendapatkan hasil yang lebih baik mengingat hasil pembacaan sensor oleh ADC sangat *noisy*. Dalam penelitian ini, pre-processing yang digunakan adalah *digital lowpass filter* yang tujuannya untuk meredam *noise* dari keluaran sensor. Pre-processing dilakukan setelah proses digitalisasi sinyal keluaran analog dari sensor. Terdapat banyak jenis filter digital yang dapat digunakan. Dipilihnya *digital butterworth filter* sebagai *pre-processing* output sensor karena filter digital tipe ini diturunkan berdasar persamaan filter analog, sehingga lebih mudah mengatur respon frekuensi dari filter.



Gambar 3.32 Diagram Blok Filter Kalman Filter (Indrajaya, 2012)

3.5.6 Kalman Filter

Kalman filter merupakan salah satu metode untuk mengestimasi masalah yang kompleks dari proses yang tidak stasioner berdasarkan pada pendekatan ruang keadaannya (*state-space*). *Kalman filter* dapat mengestimasi sinyal yang menyimpang berdasarkan metoda *least square error rekursif* dan biasanya disebut estimator yang rekursif yang berarti hasil pengukuran pada keadaan sekarang dan sebelumnya dibutuhkan untuk menghitung estimasi pada keadaan sekarang. Seperti yang dijelaskan sebelumnya bahwa *gyroscope* dapat mengukur sudut *tilt* dalam kondisi dinamis dengan sangat presisi tetapi cenderung melayang (*drift*) sedangkan *accelerometer* kurang stabil dalam melakukan pengukuran sudut *tilt* dalam keadaan dinamis tetapi tidak terdapat *drift*. Sehingga dalam penelitian digunakan *kalman filter* untuk menggabungkan data hasil pengukuran dari *gyroscope* dan *accelerometer* untuk mengestimasi sudut *tilt* yang benar.

Proses estimasi *Kalman Filter* terbagi dalam dua step yaitu "*predict*" dan "*correct*". Step "*predict*" merupakan perhitungan sudut *tilt* berdasarkan data kecepatan sudut *gyroscope* yang diintegrasikan dari waktu ke waktu selama proses pengukuran. Sedangkan step "*correct*" digunakan untuk memperbaiki *drift error* hasil pengukuran sudut *tilt* dari *gyroscope* menggunakan data hasil pengukuran sudut *tilt* dari *accelerometer*.

Secara garis besar proses *Kalman filtering* untuk fusi *gyroscope* dan *accelerometer* dalam pengukuran sudut *tilt* suatu segmen seperti diagram blok yang ditunjukkan pada Gambar 3.32.

3.5.7 Penurunan Persamaan Sudut Joint

Penurunan persamaan *lower limb joint angles* dilakukan dengan menggunakan sudut *tilt* hasil pengukuran *accelerometer* yang terpasang pada segmen *body*, *thigh*, *shank* dan *foot*. Penentuan persamaan *lower limb joint angles* dapat dinyatakan dalam persamaan 3.21 sampai 3.24.

$$\theta_b = \arctan\left(\frac{Z_b}{X_b}\right) \quad (3.21)$$

$$\theta_t = \arctan\left(\frac{Z_t}{X_t}\right) \quad (3.22)$$

$$\theta_s = \arctan\left(\frac{Z_s}{X_s}\right) \quad (3.23)$$

$$\theta_f = \arctan\left(\frac{Z_f}{X_f}\right) - \frac{\pi}{2} \quad (3.24)$$

Dimana θ_b , θ_t , θ_s , dan θ_f adalah sudut tilt segmen *body*, *thigh*, *shank* dan *foot* terhadap vektor gravitasi, semua dalam satuan radian dan perlu dikalikan dengan 180π agar satuannya menjadi derajat sehingga sama dengan hasil pengukuran sudut tilt oleh *gyroscope*. Sedangkan X_b , Z_b , X_t , Z_t , X_s , Z_s , X_f , dan Z_f adalah vektor akselerasi sumbu X dan Z untuk masing masing *accelerometer* yang terpasang pada segmen *body*, *thigh*, *shank* dan *foot*, semua dalam satuan g.

Berdasarkan persamaan sudut tilt dan sketsa vektor, persamaan *lower limb joint angles* dihitung menggunakan persamaan 3.25 hingga 3.27.

$$\theta_h = \theta_t - \theta_b \quad (3.25)$$

$$\theta_k = \theta_t - \theta_s \quad (3.26)$$

$$\theta_a = \theta_f - \theta_s \quad (3.27)$$

dimana θ_h adalah sudut sendi *hip*, θ_k adalah sudut sendi *knee* dan θ_a adalah sudut sendi *ankle*, semua dalam satuan derajat. Persamaan 3.25 sampai 3.27 diturunkan berdasarkan sketsa vektor *accelerometer* dengan asumsi permukaan kontur segmen yang lurus. Apabila permukaan kontur segmen tidak rata atau lurus, maka persamaan *lower limb angles* harus disesuaikan. Metode yang digunakan untuk melakukan penyesuaian yaitu mengukur sudut *tilt* awal tiap segmen sebelum proses pengukuran dilakukan ketika subyek berdiri tegak. Kemudian, sudut *tilt* tiap segmen dihitung terhadap sudut *tilt* awal (posisi *zero*). Sudut *tilt* awal ini juga digunakan untuk menentukan sudut awal pengukuran dari *gyroscope* tiap segmen. Dengan metode tersebut, maka persamaan 3.25 sampai 3.27 disesuaikan menjadi sebagai berikut

$$\Delta\theta_h = \theta_h - \theta_{h-0} \quad (3.28)$$

$$\Delta\theta_k = \theta_k - \theta_{k-0} \quad (3.29)$$

$$\Delta\theta_a = \theta_a - \theta_{a-0} \quad (3.30)$$

$$\theta_{h-0} = \theta_{t-0} - \theta_{b-0} \quad (3.31)$$

$$\theta_{k-0} = \theta_{t-0} - \theta_{s-0} \quad (3.32)$$

$$\theta_{a-0} = \theta_{f-0} - \theta_{s-0} \quad (3.33)$$

dimana simbol Δ menyatakan sudut joint terhadap posisi *zero*. θ_{h-0} , θ_{k-0} , dan θ_{a-0} adalah sudut joint awal (posisi *zero*) yaitu sudut *hip*, *knee* dan *ankle*. θ_{b-0} , θ_{t-0} , θ_{s-0} , dan θ_{f-0} adalah sudut *tilt* awal tiap segmen (posisi *zero*) yaitu sudut *tilt body*, *thigh*, *shank* dan *foot*.

3.5.8 Pengukuran *Lower Limb Joint Angles* Menggunakan *Sensor Fusion*

Penggabungan (fusion) sensor *accelerometer* dengan *gyroscope* pada pembuatan sistem sensor bertujuan agar kelemahan dari sensor *accelerometer* dapat ditutupi oleh sensor *gyroscope* dan begitu juga sebaliknya. *Accelerometer* dapat memberikan pengukuran sudut kemiringan (*tilt*) yang akurat ketika sistem sedang diam (statis). Bila sistem sedang berotasi atau bergerak, *accelerometer* tidak bisa mengikuti pergerakan yang cepat dikarenakan responnya yang lamban dan memiliki *noise*. *Gyroscope* dapat membaca kecepatan sudut (*angular rate*) yang dinamis. Setelah melakukan komputasi menggunakan integral data dari waktu ke waktu, maka sudut kemiringan dapat dihitung. Tetapi sudut ini akan menjadi tidak akurat dalam jangka panjang karena efek bias (bias *offset*) yang dihasilkan oleh *gyroscope* karena pengaruh dari suhu lingkungan maupun dari sensor itu sendiri.

Keluaran analog pada setiap sensor didigitalisasi menggunakan 12 bits internal *analog to digital converter* (ADC) pada STM32. Data digital hasil konversi digunakan untuk menghitung sudut tilt segmen *body*, *thigh*, *shank* dan *foot*. Besar sudut *tilt* tiap segmen akan diestimasi oleh *Kalman filter* untuk menggabungkan

(fusi) *output* dari *accelerometer* dan *gyroscope*. *Output accelerometer* yang terpasang pada suatu segmen yang bergerak sangat *noisy* dan kurang dapat dipercaya bila digunakan untuk mengukur sudut *tilt* segmen tersebut. Sehingga diperlukan pre-processing *output accelerometer* sebelum proses kalman filtering.

Metode pre-processing yang digunakan adalah digital *butterworth low-pass filter order 2*, dengan frekuensi 4 Hz, mengingat frekuensi normal gait tidak lebih dari 2 Hz (2 langkah per detik). Pre-processing ini juga diterapkan pada output FSR dan output *gyroscope* agar hasil perhitungan *tilt gyroscope* se-fase dengan hasil *tilt accelerometer*. Proses pre-processing dan *Kalman filtering* dilakukan di dalam sebuah mikrokontroler. Hasil pengukuran sudut yang benar hasil estimasi *Kalman filter* pada setiap segmen digunakan untuk menentukan sudut *hip*, *knee* dan *ankle*.

$$\Delta \hat{\theta}_h = \hat{\theta}_t - \hat{\theta}_b - \Delta \theta_{h_0} \quad (3.34)$$

$$\Delta \hat{\theta}_k = \hat{\theta}_t - \hat{\theta}_s - \Delta \theta_{k_0} \quad (3.35)$$

$$\Delta \hat{\theta}_a = \hat{\theta}_f - \hat{\theta}_s - \Delta \theta_{a_0} \quad (3.36)$$

$$\Delta \theta_{h_0} = \theta_{t_0} - \theta_{b_0} \quad (3.37)$$

$$\Delta \theta_{k_0} = \theta_{t_0} - \theta_{s_0} \quad (3.38)$$

$$\Delta \theta_{a_0} = \theta_{f_0} - \theta_{s_0} \quad (3.39)$$

dimana $\Delta \theta_h$, $\Delta \hat{\theta}_k$ dan $\Delta \theta_a$ berturut-turut adalah hasil estimasi sudut *hip*, *knee* dan *ankle*. $\Delta \theta_{h_0}$, $\Delta \theta_{k_0}$ dan $\Delta \theta_{a_0}$ berturut-turut adalah sudut *hip*, *knee* dan *ankle* pada posisi awal subyek berdiri tegak. θ_b , θ_t , θ_s dan θ_f berturut-turut adalah *tilt* hasil estimasi *Kalman filter* pada segmen *body*, *thigh*, *shank* dan *foot*. θ_{b_0} , θ_{t_0} , θ_{s_0} dan θ_{f_0} berturut-turut adalah sudut *tilt* hasil pengukuran *accelerometer* pada segmen *body*, *thigh*, *shank* dan *foot* saat posisi awal subyek berdiri tegak. Tanda garis putus-putus menyatakan bahwa nilai *zero* hanya diambil pada saat awal proses pengukuran dan nilainya terus digenggam untuk mengurangi nilai sudut saat proses pengukuran *lower limb joint angles* berlangsung.

3.5.9 Pengukuran Fase Gait

Pengukuran gait event yang dilakukan pada mikrokontroler ini bersifat online atau real time dimana keluarannya hanya bergantung dari data gait sekarang. Pada tugas akhir ini, metode yang digunakan adalah thresholding. Data hasil pengukuran dari sensor FSR dibandingkan dengan nilai *threshold* yang ditentukan. Penentuan nilai threshold didasarkan pada keluaran ADC hasil pembacaan sensor FSR ketika kedua FSR dalam keadaan terinjak.

Normalisasi adalah proses rekonstruksi sinyal berdasarkan nilai minimum dan maksimum dari sinyal tersebut. Tujuannya adalah untuk memudahkan analisa gait dari setiap data gait hasil pengukuran. Karena gait analysis dilakukan berdasarkan data FSR *heel* dan *toe*, maka kedua sinyal inilah yang perlu dinormalisasi. Hal ini diperlukan mengingat data dari setiap pengukuran atau setiap subjek tidak berbeda-beda seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.18. Pada gambar, terlihat bahwa nilai minimum dan maksimum data berbeda-beda dan baseline dari keseluruhan data bernilai sekitar 1400 pada sumbu Y. Sehingga dibutuhkan adanya normalisasi untuk meng-generalisasi data sebelum dianalisa dan mengembalikan baseline di titik 0 sumbu Y karena keluaran hasil rekonstruksi dari normalisasi ditetapkan antara 0 dan 1. Karena untuk melakukan normalisasi diperlukan nilai maksimum dan minimum dari data FSR *heel* dan *toe* sehingga pengolahan ini hanya dapat terjadi secara *offline* dimana data yang akan diolah harus ditampung terlebih dahulu. Setelah mendapatkan nilai minimum dan maksimum dari masing-masing data, rekonstruksi sinyal dilakukan dengan membandingkan data terhadap nilai minimum dan maksimum dengan menggunakan persamaan 3.40.

$$NormHeel [x] = (heel[x] - \min Heel) / (\max Heel - \min Heel) \quad (3.40)$$

Dimana NormHeel[x] adalah data hasil normalisasi, heel[x] adalah data heel yang akan dinormalisasi, dan minHeel dan maxHeel adalah nilai penormalisasi.

Pada bagian ini, algoritma yang dirancang terdiri dari dua bagian, yaitu *stride detection* dan *gait event detection*. *Gait event detection* adalah suatu algoritma pendeteksian *gait event* dalam setiap data hasil pengukuran. Pada

perangkat lunak yang telah dirancang, pendeteksian *gait event* dilakukan dalam setiap siklus *gait (stride)*. Dalam hal ini, perangkat lunak harus mampu menganalisa per *stride* dari setiap data *gait* yang telah tersimpan, dimana satu *stride* diawali dengan *initial contact* dan diakhiri dengan terjadinya lagi *initial contact* pada kaki yang sama.

Perancangan *stride detection* dimulai dengan penentuan *threshold* untuk mendeteksi *gait event* dari data hasil normalisasi. Berdasarkan percobaan yang telah dilakukan, *threshold* yang sesuai digunakan untuk mendeteksi *gait event* adalah 10% karena dapat mengamati perubahan nilai FSR yang terinjak dan tidak sebagai bahan penentuan *gait phase*.

3.6 Integrasi Data dari 3 Instrumen

Data yang akan diintegrasikan adalah data dari 3 instrumen antara lain, analisa data sudut dari Optotrak certus 3020 (kinematik), analisa data sudut dari wearable sensor (kinematik), data onset-offset (kinesiology), dan data kinetik dari FSR yang telah dinormalisasi. Data diintegrasikan berdasarkan dari fase gait FSR dan fase gait yang didapat dengan menggunakan data Optotrak Certus 3020. Gambar 3.34 menunjukkan diagram integrasi data dengan 3 instrumen.

Sumbu x dari grafik integrasi berupa fase gait dari 0%-100%. Fase gait 0%-100% dimulai dari IC pertama sampai dengan IC (initial contact) kedua atau IC selanjutnya. Ini dikarenakan satu fase gait sama dengan 1 kali stride saat kaki melakukan initial contact sampai kaki melakukan initial contact selanjutnya. Sumbu x dari data FSR, Optotrak Certus 3020, sensor IMU atau wearable sensor, dan onset offset LE-EMG merupakan waktu atau t (s). Sehingga untuk mendapatkan fase gait 0%-100% dilakukan normalisasi data. Normalisasi yang dilakukan adalah IC pertama merupakan 0% dari fase gait dan IC selanjutnya adalah 100% dari fase gait. Persamaan normalisasi fase gait yang ditunjukkan pada Persamaan 3.41.

$$\%Fase_Gait = (t - t_{awal}) / (t_{akhir} - t_{awal}) \times 100\% \quad (3.41)$$

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Kalibrasi Jarak dengan Optotrak Certus 3020

Kalibrasi jarak sangat diperlukan dalam penggunaan instrumen agar diketahui keakuratan dari instrumen tersebut. Pada optotrak dilakukan kalibrasi jarak pada setiap sumbu. Terdapat 3 sumbu dalam optotrak, yaitu x, y, dan z. Kalibrasi yang paling penting adalah kalibrasi pada sumbu x dan y, karena pada penelitian ini sumbu yang digunakan adalah sumbu x dan y. Kalibrasi pada sumbu y adalah kalibrasi jarak antar marker. Dua marker diletakkan dibawah dan diatas, jarak antar *marker* diukur dengan menggunakan penggaris dan nantinya akan dibaca oleh optotrak. *Marker* yang dibawah diletakkan diatas lantai dengan jarak optotrak dengan marker 420 cm. Data diambil jarak selama 5 detik dengan satu detik sebanyak 100 data. Jarak yang terukur di optotrak di rata-rata. Berikut ini adalah data kalibrasi jarak pada sumbu y ditunjukkan pada Tabel 4.1.

Kalibrasi jarak pada sumbu y dilakukan dengan menempatkan dua *marker* pada lantai dan menggeser salah satu *marker* ke arah berlawanan dengan *marker* yang lain. Letak *marker* diatas lantai dengan optotrak sebesar 420 cm. Jarak antara marker akan dibaca dengan menggunakan optotrak. Pengambilan data jarak selama 5 detik dengan satu detik terdapat 100 data. Kalibrasi jarak pada sumbu X ditunjukkan pada Tabel 4.2.

Tabel 4.1 Kalibrasi Jarak pada Sumbu Y

No	Jarak (mm)	Terukur (mm)	Error
1	20	19.42842	0.571576
2	30	30.2024	0.202399
3	40	39.40342	0.596584
4	50	50.23873	0.238728
5	60	59.80768	0.192318
6	70	69.48255	0.517446

7	80	80.58586	0.585862
8	90	89.89584	0.104162
9	100	101.6649	1.664916
10	110	110.3256	0.32562
11	120	118.6514	1.348605
12	130	130.1392	0.139179
13	140	139.6376	0.362442
14	150	150.3789	0.378894
15	160	159.4822	0.517811
16	170	170.8524	0.852398
17	180	180.3485	0.348483
18	190	190.8939	0.893901
19	200	200.1392	0.139179
20	210	210.3969	0.396857
21	220	219.7524	0.247594
22	230	229.8679	0.1321
23	240	239.6231	0.376938
24	250	249.9549	0.045106
25	260	260.6802	0.680185

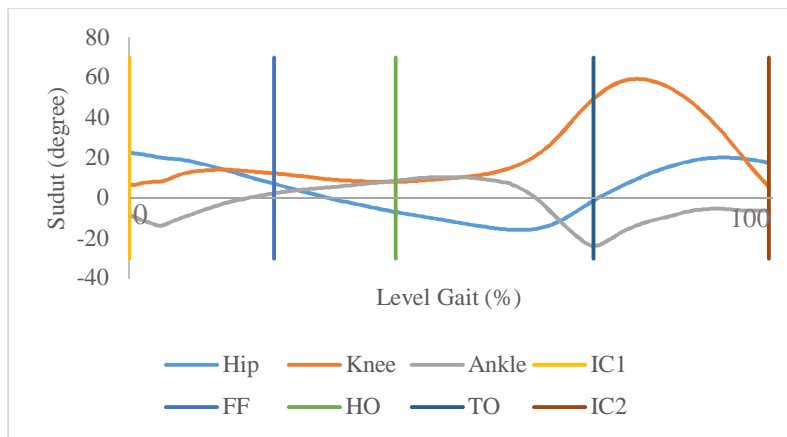
Tabel 4.2 Kalibrasi Jarak pada Sumbu X

No	Jarak (mm)	Terukur (mm)	Error
1	70	69.83721	0.162787
2	80	79.42543	0.57457
3	90	90.04301	0.043011
4	100	100.0175	0.01749
5	110	109.6965	0.303478
6	120	119.2448	0.755244
7	130	129.4627	0.537346
8	140	139.7078	0.292151
9	150	149.7412	0.258769

10	160	159.5122	0.48778
11	170	169.2077	0.792317
12	180	181.5049	1.504922
13	190	191.0854	1.085399
14	200	200.846	0.846004
15	210	210.4357	0.435692
16	220	220.2087	0.208669
17	230	229.9282	0.071769
18	240	240.6533	0.653296
19	250	250.5269	0.5269
20	260	259.7489	0.251116
21	270	269.8228	0.177167
22	280	279.7095	0.290514
23	290	289.6727	0.327261
24	300	300.4569	0.456899
25	320	319.5929	0.407092

4.2 Analisa Data Optotrak Certus 3020

Data yang diambil menggunakan Optotrak Certus 3020 berhasil mendapatkan sudut hip, knee, dan ankle joint, serta berhasil mendapatkan fase gait. dengan menggunakan program yang dibuat. Pola sudut dari *joint angle lower limb* yang didapat dari perhitungan memiliki pola yang sama dengan penelitian dari Arifin dan Dedi. Fase gait atau level gait yang berupa *Initial Contact* (IC), *Heel Off* (HO), *Toe Off* (TO), dan *Initial Contact* (IC) berhasil didapatkan. Fase gait yang didapat digunakan untuk menghitung dan mendapatkan parameter temporal, antara lain *speed*, *stride time*, *cadence*, *stance time*, *swing time*, dan *stride length*. Gambar 4.1 menunjukkan pola sudut dari *lower limb joint* dan fase gait dari satu subjek normal.



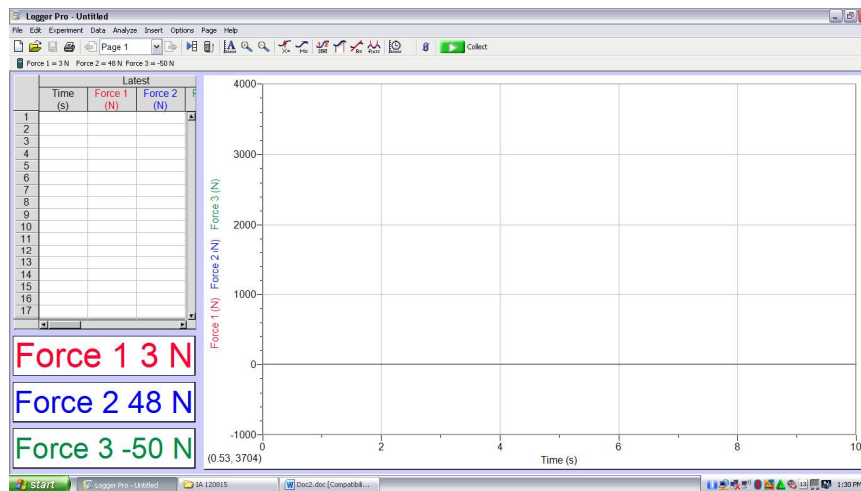
Gambar 4.1 Pola Sudut dari Lower Limb Joint dan Fase Gait

4.3 Kalibrasi *Force Plate*

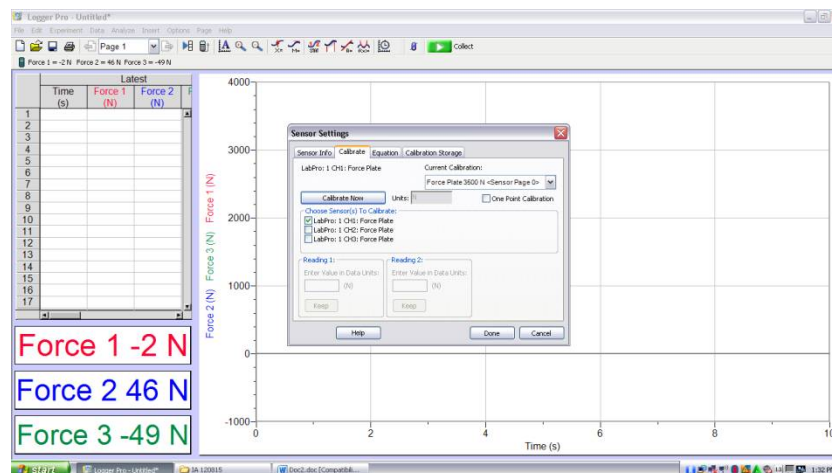
Kalibrasi instrumen sebelum digunakan sangatlah penting agar pembacaan instrumen akurat. Setiap akan menggunakan *force plate* harus dilakukan kalibrasi gaya pada *force plate*. Penelitian ini menggunakan 3 *force plate* yang akan dikalibrasi terlebih dahulu sebelum digunakan. *Force plate* dapat dikalibrasi dengan membandingkan dua nilai beban, misal pembacaan tanpa beban dan beban di atasnya. *Force plate* disejajarkan dan dihubungkan dengan LoggerPro dengan menggunakan LabPro seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.2 sebelum dilakukan kalibrasi. Pembacaan pertama software *logger pro* dari *force plate* sebelum dikalibrasi tidak akurat dapat dilihat pada Gambar 4.3.



Gambar 4.2 *Force plate*



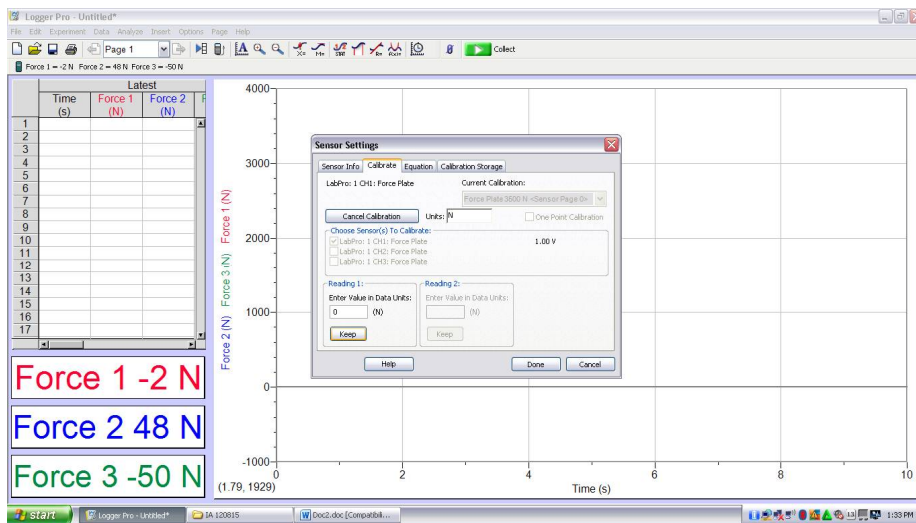
Gambar 4.3 Pembacaan Gaya *Force Plate* pada *Software Logger Pro* Sebelum di Kalibasi



Gambar 4.4 *Sensor Settings Force Plate 1*.

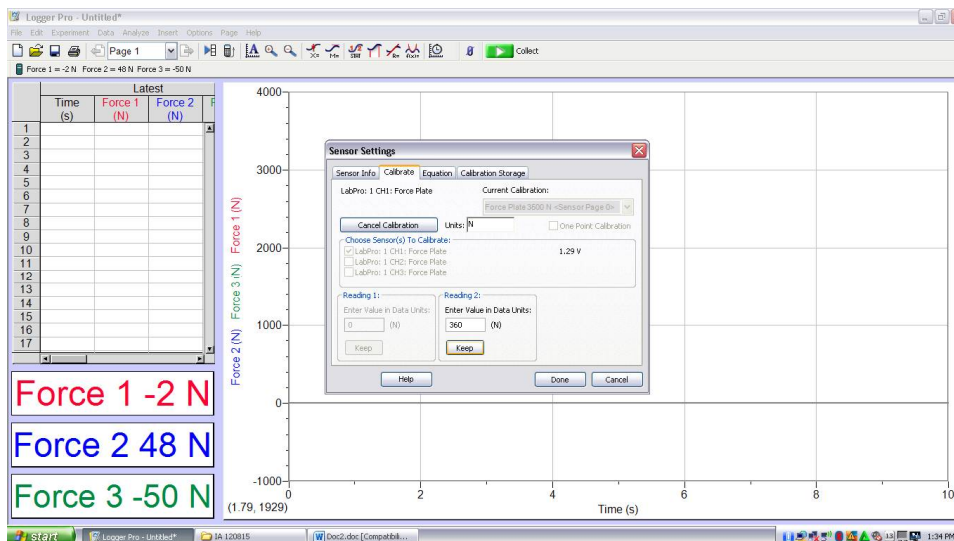
Force plate harus dikalibrasi satu persatu, pertama yang dikalibrasi adalah *force plate 1*. Pada menu *software logger pro* pilih *experiment – calibrate – CH1 Force plate 1*, sehingga akan muncul *window* baru, yaitu *sensor setting* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.4.

Pada menu *calibrate* pilih *calibrate now*, maka *reading 1* bisa diisi nilai dari *force plate 1* saat 0 N atau tanpa ada beban. Sebelum memilih *keep*, nilai dari pembacaan tegangan harus stabil terlebih dahulu. Cara memasukkan nilai *force plate 1* tanpa beban dapat dilihat pada Gambar 4.5.

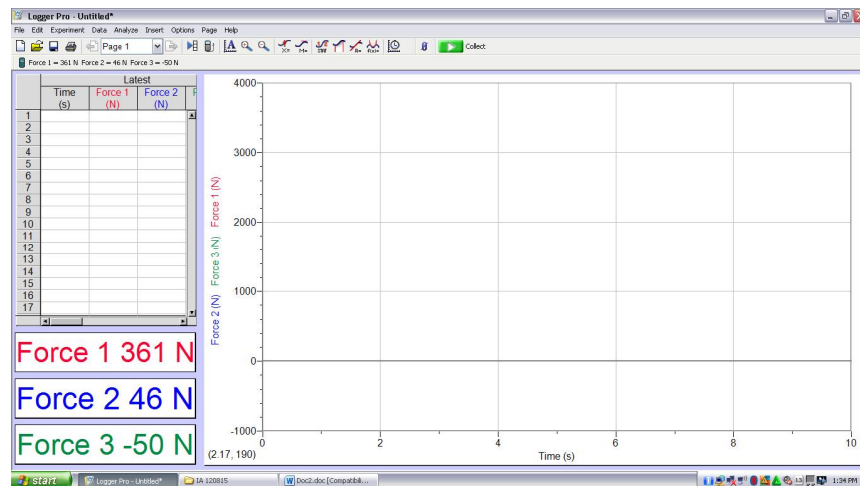


Gambar 4.5 Kalibrasi Nilai *Force Plate* 1 Tanpa Beban.

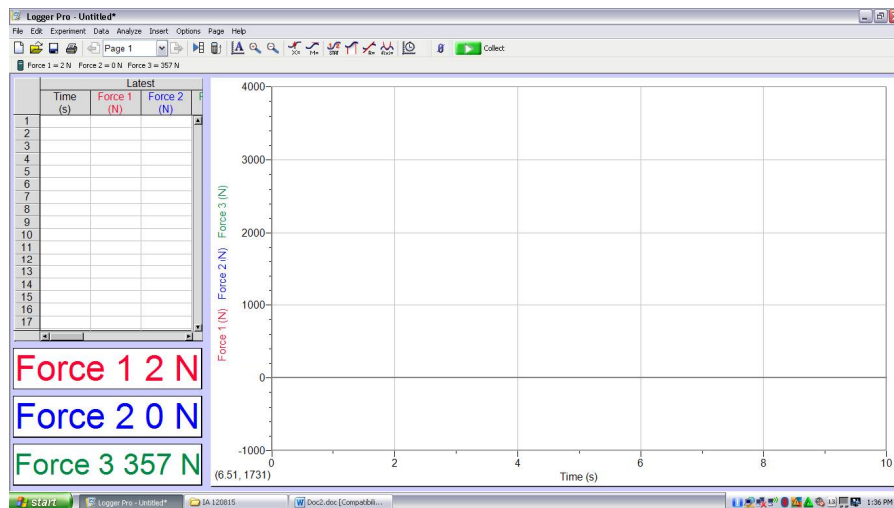
Setelah pembacaan tegangan *force plate* 1 stabil maka pilih keep, maka reading 2 akan aktif dan dapat diisi dengan nilai *force plate* 1 dengan beban. *Force plate* 1 harus diberi beban, cara termudah adalah meminta seseorang untuk naik ke atas *force plate*. Jika pembacaan stabil maka, masukkan berapa gaya dari seseorang berdiri diatas *force plate* 1. Nilai gaya yang dimasukkan adalah berat badan dikalikan gravitasi. Nilai *force plate* 1 dengan menggunakan beban dapat dilihat pada Gambar 4.6 Setelah memasukkan nilai dan memilih menu *keep* maka pilih menu *done*. Pembacaan nilai *force plate* 1 dengan beban setelah dikalibrasi ditunjukkan pada Gambar 4.7.



Gambar 4.6 Kalibrasi Nilai *Force Plate* 1 dengan Beban.

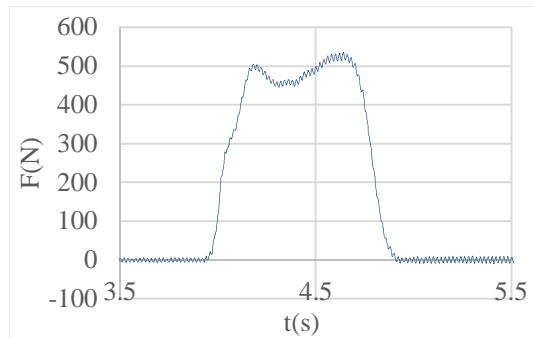


Gambar 4.7 Pembacaan *Force Plate* 1 dengan Beban Setelah di Kalibrasi

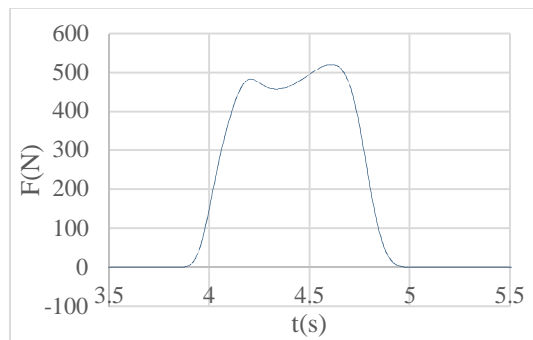


Gambar 4.8 *Force Plate* 2 Tanpa Beban dan *Force Plate* 3 dengan Beban

Cara kalibrasi pada *force plate* 2 dan *force plate* 3 sama seperti pada *force plate* 1, pembacaan *force plate* 2 tanpa beban dan *force plate* 3 dengan beban seberat 36kg setelah dilakukan kalibrasi ditunjukkan pada Gambar 4.8.



Gambar 4.9 Data *Force Plate* Sebelum Difilter



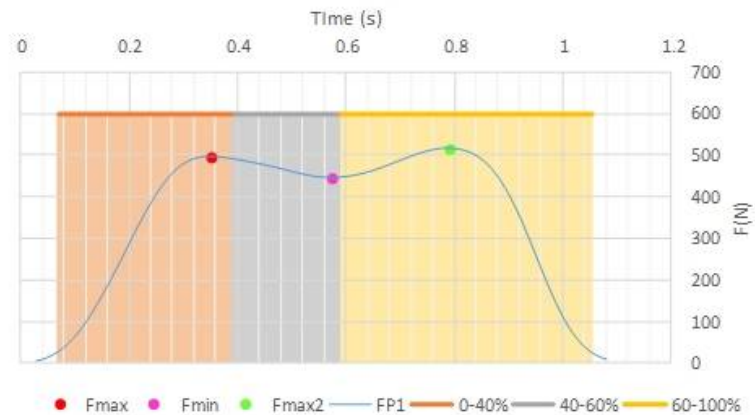
Gambar 4.10 Data *Force Plate* Setelah Difilter

4.4 *Moving Average* pada Data *Force Plate*

Data yang didapatkan dari *force plate* masih memiliki noise. Analisa yang akan dilakukan adalah analisa F_{maximal} dan F_{minimal} serta FTO dan FHO yang membutuhkan data yang smooth. *Moving average* filter merupakan salah satu filter yang sangat optimal untuk mengurangi random noise. Window yang efektif digunakan untuk menghilangkan noise pada data *force plate* adalah 20. Gambar 4.9 menunjukkan data *force plate* yang belum difilter dan 4.10 menunjukkan data *force plate* yang sudah difilter

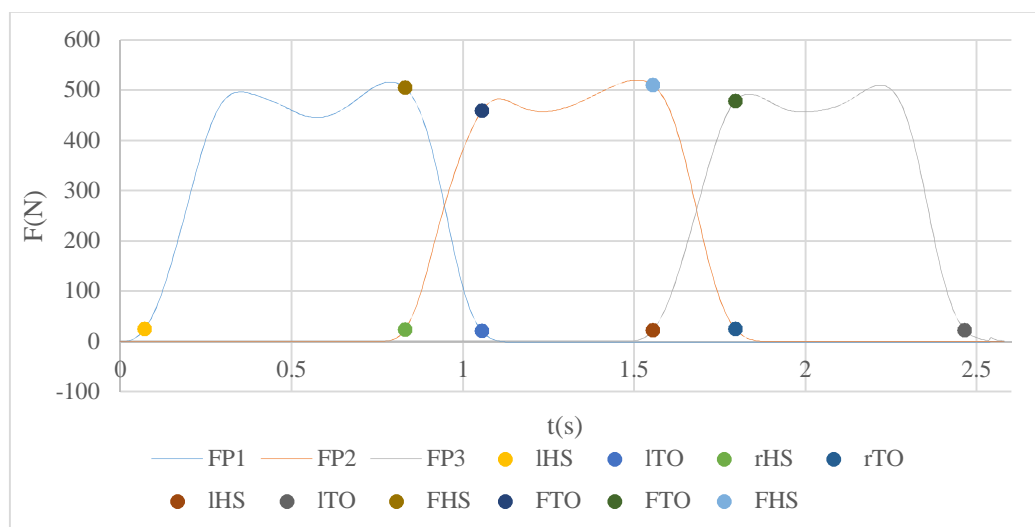
4.5 F_{maks} F_{min} FHS dan FTO Data *Force Plate*

Setelah didapatkan data *force plate* yang telah difilter dengan menggunakan *moving average* maka data siap dianalisa. Analisa kinetik yang dilakukan adalah mencari gaya maksimal atau F_{max} dan F_{min} pada pola *Ground Force Reaction* yang didapat. F_{maksimal} pertama berada pada 0-40% dari waktu *Stance Time (ST)*, F_{minimal} berada pada 40-60% dari waktu *Stance Time (ST)*, dan F_{maksimal} kedua berada pada 60-100% dari waktu *Stance Time (ST)*. Data yang telah difilter di *threshold* sebesar 10% untuk mencari titik 0% dan 100% dari *stance time*. Setelah didapatkan titik 0% dan 100% dari *stance time*, maka dicari 40% dan 60% dari *stance time*. 0%, 40%, 60%, dan 100% dari *stance time* didapat, maka dicari titik F_{maksimal} dan F_{minimal} dari data *force plate*. Gambar 4.11 menunjukan hasil analisa F_{maksimal} dan F_{minimal} .

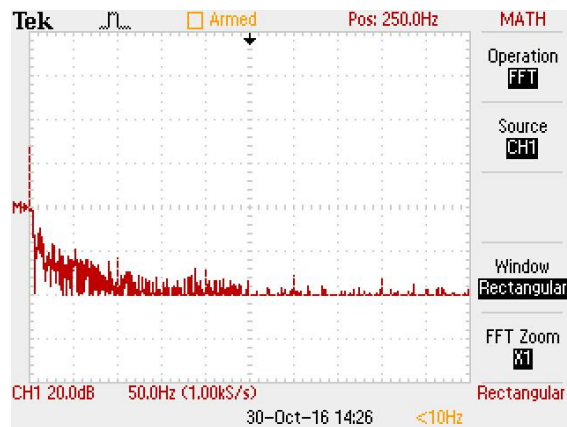


Gambar 4.11 Hasil Analisa Fmaksimal dan Fminimal dari Data *Force Plate*

Selain dicari Fmaksimal dan Fminimal dari data *force plate*, juga dilakukan analisa kinetik yang berupa FTO adalah gaya pada saat kaki Toe Off (TO) dan FHS adalah gaya pada saat kaki Heel Strike (HS). Untuk mencari FTO dan FHS maka data harus di threshold terlebih dulu sebesar 10%. Dengan menggunakan threshold 10% maka akan didapat ITO, rHS, rTO, dan IHS. FTO yang didapat merupakan nilai dari waktu TO pada kaki lain, misalkan waktu nilai rTO pada kaki kanan merupakan waktu yang sama dengan FTO kaki kiri. Sehingga nilai dari ITO, rHS, rTO, dan IHS harus dicari terlebih dahulu untuk mendapatkan FTO dan FHS di kaki berlawanan. Gambar 4.12 merupakan hasil analisa kinetik berupa FTO dan FHS dari 3 *force plate*.



Gambar 4.12 FTO dan FHS dari 3 *Force Plate*



Gambar 4.13 Frekuensi Sinyal Otot pada Saat Berkontraksi

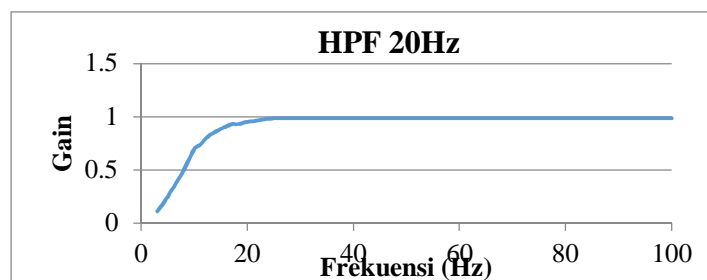
4.6 Frekuensi Sinyal Otot

Sebelum diputuskan frekuensi cut off dari LPF yang akan digunakan pada hardware, dicari terlebih dahulu frekuensi sinyal otot pada saat kontraksi. Frekuensi sinnyal otot saat kontraksi didapat dengan menggunakan FFT yang berada pada osiloskop. Frekuensi sinyal otot pada setiap subjek berbeda, dengan menggunakan 2 subjek, didapatkan bahwa kisaran frekuensi sinyal pada kontraksi otot 250Hz sampai 300Hz. Sehingga dibuat LPF dengan frekuensi *cut-off* 300Hz. Frekuensi sinyal otot pada saat berkontraksi ditunjukkan pada Gambar 4.13.

4.7 Uji Rangkaian LE-EMG

4.7.1 High Pass Filter +40dB/dec 20 Hz

Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus dengan amplitudo 1.82 V dan frekuensi bervariasi. Pengujian ini bertujuan untuk melihat respon frekuensi dari rangkaian HPF. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.3 dan Gambar 4.14



Gambar 4.14 Hasil Pengujian Rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz

Tabel 4.3 Hasil Pengujian Rangkaian HPF

f	Vi	Vo	Gain
3	1.82	0.2	0.10989
5	1.82	0.46	0.252747
8	1.82	0.92	0.505495
10	1.82	1.28	0.703297
11	1.82	1.34	0.736264
12	1.82	1.44	0.791209
13	1.82	1.52	0.835165
15	1.82	1.62	0.89011
16	1.82	1.66	0.912088
17	1.82	1.7	0.934066
18	1.82	1.7	0.934066
19	1.82	1.72	0.945055
20	1.82	1.74	0.956044
25	1.82	1.8	0.989011
30	1.82	1.8	0.989011
40	1.82	1.8	0.989011
50	1.82	1.8	0.989011
60	1.82	1.8	0.989011
70	1.82	1.8	0.989011
80	1.82	1.8	0.989011
90	1.82	1.8	0.989011
100	1.82	1.8	0.989011

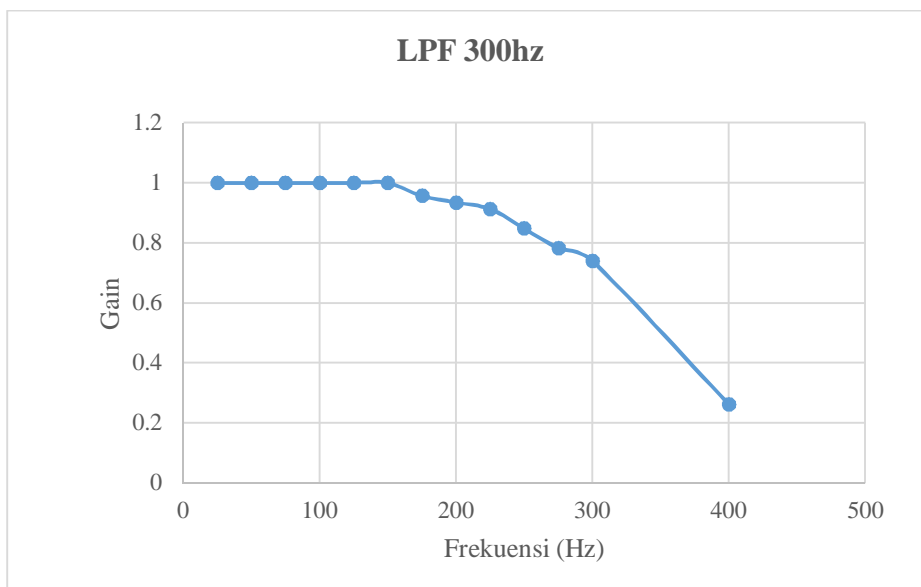
Fiter yang dirancang mempunyai frekuensi *cut-off* 20 Hz. Secara teori saat frekuensi masukan sama dengan frekuensi *cut-off gain* dari sinyal keluar adalah 0,707. Berdasarkan pengujian yang dilakukan, frekuensi pada saat penguatan 0.707 mendekati 10 Hz, penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah 0,989 kali, kesalahan frekuensi *cutoff* adalah $20\text{Hz}-10\text{Hz}=10\text{Hz}$. Jika dibandingkan antara

pengujian dan teori maka frekuensi potong dari filter belum tepat, Namun untuk kebutuhan sistem instrumentasi EMG respon untuk HPF ini sudah cukup. Karena filter ini berfungsi mengurangi sinyal DC.

4.7.2 Low Pass Filter -40dB/dec 300 Hz

Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus dengan amplitudo 1.84 V dan frekuensi bervariasi. Pengujian ini bertujuan untuk melihat respon frekuensi dari rangkaian LPF. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.3 dan Gambar 4.15.

Filter yang dirancang mempunyai frekuensi *cut-off* 300 Hz. Secara teori saat frekuensi masukan sama dengan frekuensi *cut-off gain* dari sinyal keluar adalah 0,707. Berdasarkan pengujian yang dilakukan, frekuensi pada saat penguatan 0.707 adalah antara +300 Hz, penguatan maksimum pada daerah passband adalah 1 kali. Jika dibandingkan antara pengujian dan teori maka frekuensi cutoff dari filter belum tepat, Namun untuk kebutuhan sistem instrumentasi EMG respon untuk LPF ini sudah cukup. Karena filter ini telah dapat mereduksi sinyal dengan frekuensi tinggi di atas 300 Hz.



Gambar 4.15 Hasil pengujian rangkaian LPF -40dB/dec 300 Hz

Tabel 4.4 Hasil Pengujian LPF 300Hz

f	Vi	Vo	Gain
25	1.84	1.84	1
50	1.84	1.84	1
75	1.84	1.84	1
100	1.84	1.84	1
125	1.84	1.84	1
150	1.84	1.84	1
175	1.84	1.76	0.956522
200	1.84	1.72	0.934783
225	1.84	1.68	0.913043
250	1.84	1.56	0.847826
275	1.84	1.44	0.782609
300	1.84	1.36	0.73913
400	1.84	0.48	0.26087

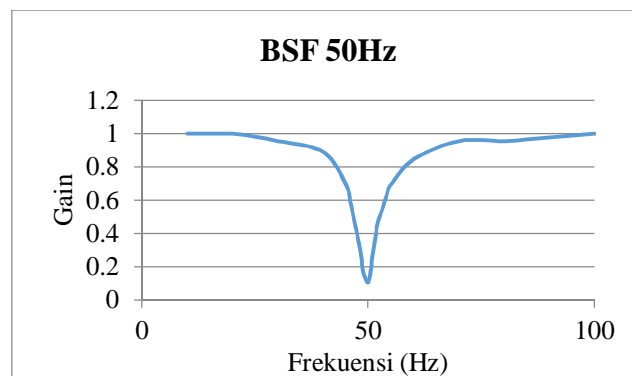
4.7.3 Band Stop Filter 40dB/dec 50 Hz

Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus dengan amplitudo 1.84 V dan frekuensi bervariasi. Pengujian ini bertujuan untuk melihat respon frekuensi dari rangkaian BSF. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.5 dan Gambar 4.16.

Filter yang dirancang mempunyai frekuensi *cut-off* 50 Hz. Secara teori saat frekuensi masukan sama dengan frekuensi *cut-off* gain dari sinyal keluar adalah minimum. Berdasarkan pengujian yang dilakukan, saat frekuensi masukan 50 Hz, didapat V_{out} sebesar 0,108696 V, frekuensi tengah pada 50 Hz dengan penguatan 0,108696 kali, penguatan maksimal pada daerah *passband* adalah 1 kali, kesalahan frekuensi *cut-off* filter 50Hz - 50Hz = 0Hz. Jika dibandingkan antara pengujian dan teori maka frekuensi cutoff dari filter sudah tepat, yaitu berada pada frekuensi 50 Hz. Kebutuhan sistem instrumentasi EMG respon untuk BSF ini sudah cukup. Karena filter ini telah dapat mereduksi sinyal dengan frekuensi jala-jala 50 Hz.

Tabel 4.5 Pengujian BSF

f	Vi	Vo	Gain
10	1.84	1.84	1
20	1.84	1.84	1
30	1.84	1.76	0.956522
40	1.84	1.64	0.891304
45	1.84	1.28	0.695652
46	1.84	1.08	0.586957
47	1.84	0.84	0.456522
48	1.84	0.6	0.326087
49	1.84	0.28	0.152174
50	1.84	0.2	0.108696
51	1.84	0.52	0.282609
52	1.84	0.84	0.456522
53	1.84	1	0.543478
54	1.84	1.16	0.630435
55	1.84	1.28	0.695652
60	1.84	1.56	0.847826
70	1.84	1.76	0.956522
80	1.84	1.76	0.956522
90	1.84	1.8	0.978261
100	1.84	1.84	1



Gambar 4.16 Hasil pengujian rangkaian BSF +40dB/dec 50 Hz

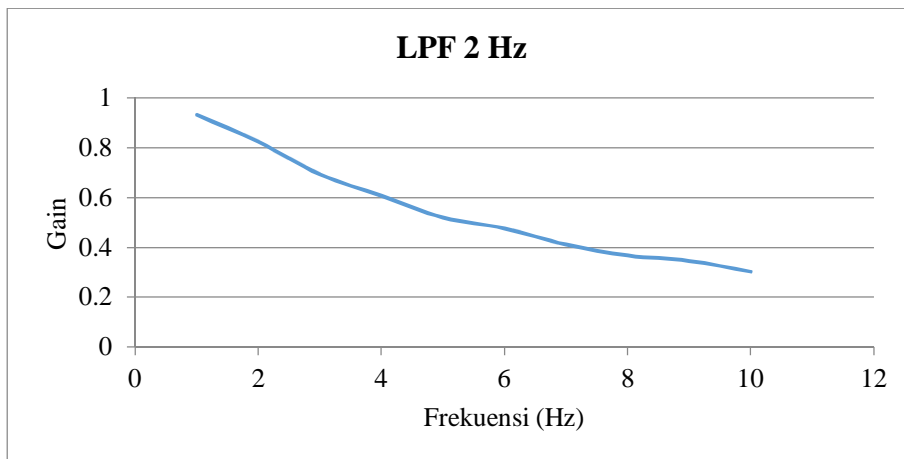
4.7.4 Low Pass Filter -40dB/dec 2 Hz

Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus dengan amplitudo 1 V dan frekuensi bervariasi. Pengujian ini bertujuan untuk melihat respon frekuensi dari rangkaian LPF. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.6 dan Gambar 4.17.

Fiter yang dirancang mempunyai frekuensi *cut-off* 2 Hz. Secara teori saat frekuensi masukan sama dengan frekuensi *cut-off* gain dari sinyal keluar adalah 0,707. Berdasarkan pengujian yang dilakukan, frekuensi pada saat penguatan 0.707 adalah 2,85 Hz, penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah 1 kali, kesalahan frekuensi cutoff adalah $\text{abs}(2\text{hz}-2,85\text{hz})=0,85\text{hz}$. Jika dibandingkan antara pengujian dan teori maka frekuensi *cut-off* dari filter belum tepat, Namun untuk kebutuhan sistem instrumentasi EMG respon untuk LPF ini sudah cukup. Karena filter ini telah dapat mereduksi sinyal dengan frekuensi tinggi di atas 2 Hz. Selain itu, sinyal rangkaian ini sudah mampu mengolah sinyal yang berasal dari rangkaian penyearah menjadi sinyal yang ter-*envelope*.

Tabel 4.6 Pengujian LPF 2 Hz

f	Vi	Vo	Gain
1	1.84	1.72	0.934783
2	1.84	1.52	0.826087
3	1.84	1.28	0.695652
4	1.84	1.12	0.608696
5	1.84	0.96	0.521739
6	1.84	0.88	0.478261
7	1.84	0.76	0.413043
8	1.84	0.68	0.369565
9	1.84	0.64	0.347826
10	1.84	0.56	0.304348



Gambar 4.17 Hasil pengujian rangkaian LPF -40dB/dec 2 Hz

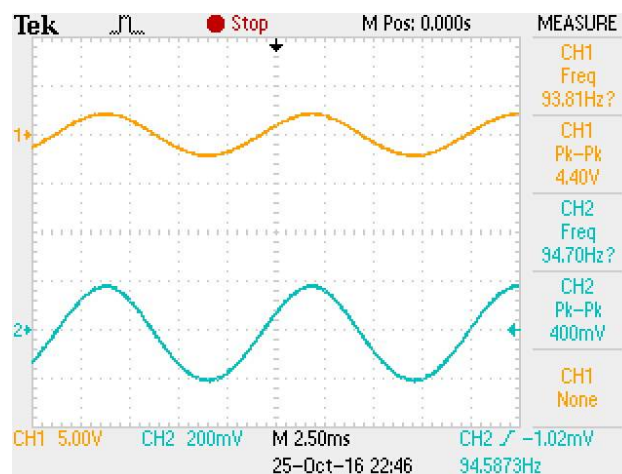
4.7.5 Pengujian Rangkaian Non Inverting Amplifier

Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus 400mV dengan frekuensi 93hz ke input penguat instrumen. Sinyal sinus di inputkan pada input (+) penguat instrumen, sedangkan input (-) di ground kan. Gambar 4.18 menunjukkan penguatan dari output AD620. Berdasarkan teori, penguatan yang didapat adalah 11 kali dan yang didapatkan pada saat pengujian adalah 11 kali.

$$A_v = \frac{V_o}{V_i}$$

$$A_v = \frac{4400mv}{400mv}$$

$$A_v = 11kali$$

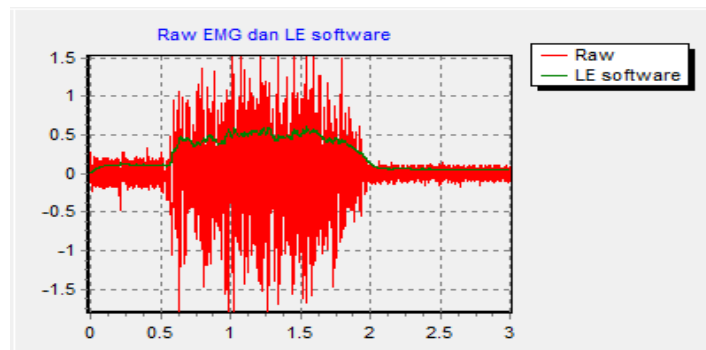


Gambar 4.18 Pengujian Rangkaian Non Inverting Amplifier

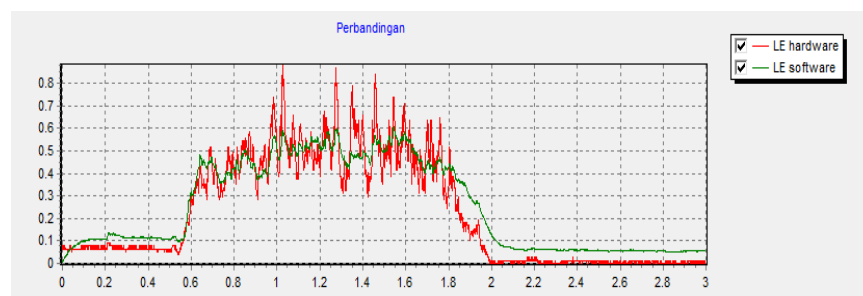
4.8 Perbandingan Sinyal Hasil LE Software dan Hardware

Hardware yang telah dirancang mampu mengambil sinyal EMG yang berbentuk *raw* dan yang sudah ter-*envelope*. Pengujian MMT dilakukan dengan merekam sinyal *raw* dan *envelope* dari *hardware* dengan membuat otot untuk melakukan kontraksi maksimal tanpa terjadi gerakan. Sinyal EMG yang berbentuk *raw* kemudian diolah secara *software* untuk menghasilkan sinyal *envelope*. Proses dengan menggunakan *software* dirancang mengikuti sistem kerja dari *hardware*, yaitu dengan menggunakan penyearah dan LPF *Butterworth* 2Hz.

Sinyal Raw EMG yang diambil rectifier dengan cara dikuadratkan. Setelah dilakukan kuadrat sinyal di filter digital dengan low pass filter dengan cutoff frekuensi 2Hz. Perbandingan sinyal dari Raw EMG dan sinyal raw EMG yang di linear envelope ditunjukkan pada Gambar 4.19. Sedangkan perbandingan hasil LE software dan LE hardware ditunjukkan pada Gambar 4.20. Hasil grafik perbandingan raw EMG dan LE software benar tetapi pada hasil perbandingan LE software dan LE hardware berbeda sedikit, terjadi pergeseran waktu.



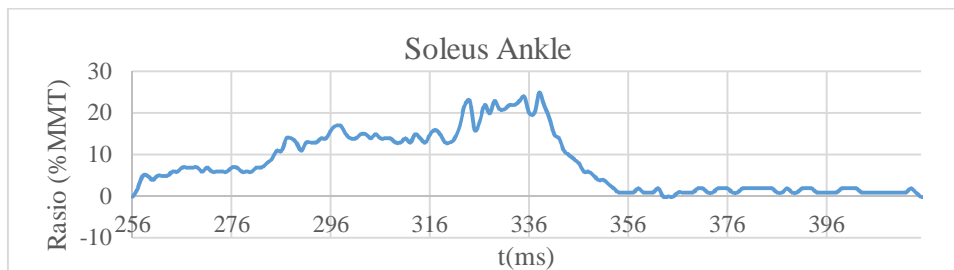
Gambar 4.19 Perbandingan Raw EMG dengan LE software



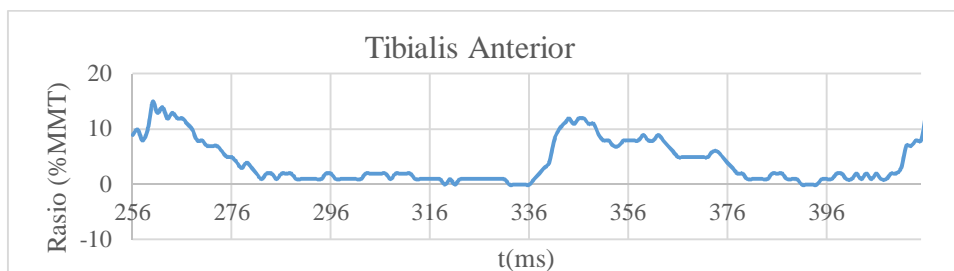
Gambar 4.20 Perbandingan LE software dan LE hardware

4.9 Sinyal EMG Satu Stride

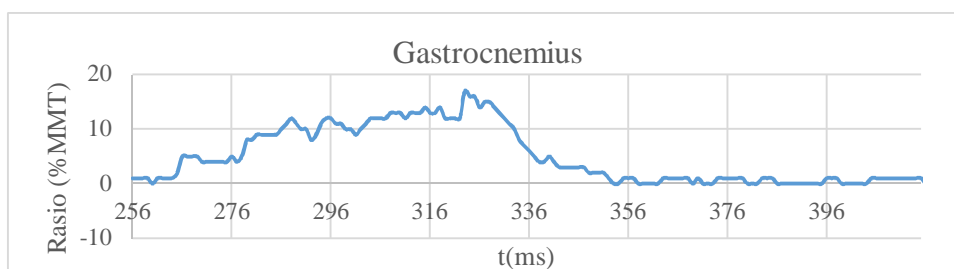
Sinyal diambil dalam waktu 10 detik dipotong sesuai dengan stride yang akan di analisa. Satu stride bisa didapat dengan cara menggunakan analisa FSR. Hasil sinyal FSR di threshold 10% untuk mencari IC, FF, HO, dan. TO. Dengan didapatkan satu stride maka dapat dihasilkan sinyal otot saat berjalan dengan satu stride. Hasil otot soleus ankle dalam 1 stride ditunjukkan pada Gambar 4.21. Hasil otot tibialis anterior dalam 1 stride ditunjukkan pada Gambar 4.22. Hasil otot gastrocnemius dalam 1 stride ditunjukkan pada Gambar 4.23. Hasil otot vastus dalam 1 stride ditunjukkan pada Gambar 4.24. Hasil otot BFSH dalam 1 stride ditunjukkan pada Gambar 4.25. Hasil otot rectus femoris dalam 1 stride ditunjukkan pada Gambar 4.26. Hasil otot BFLH dalam 1 stride ditunjukkan pada Gambar 4.27. Hasil otot iliopsoas dalam 1 stride ditunjukkan pada Gambar 4.28.



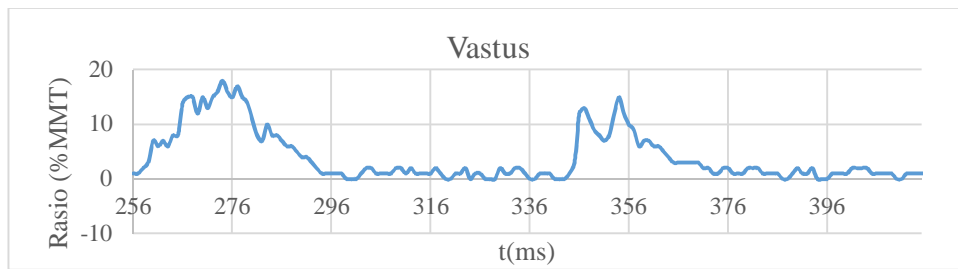
Gambar 4.21 Hasil Otot Soleus Ankle dalam 1 Stride



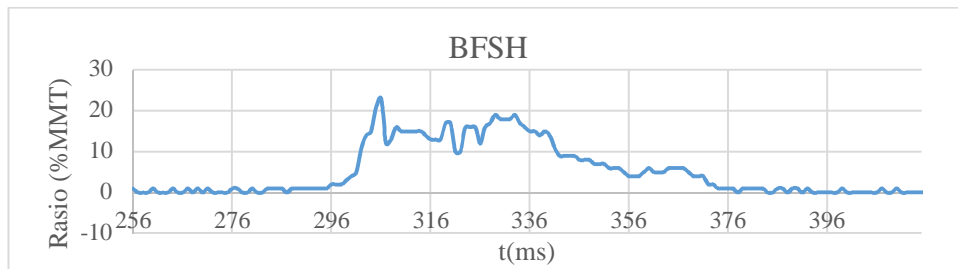
Gambar 4.22 Hasil Otot Tibialis Anterior dalam 1 Stride



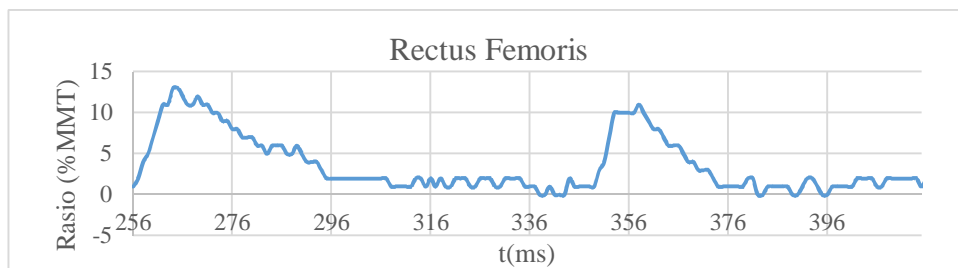
Gambar 4.23 Hasil Otot Gastrocnemius dalam 1 Stride



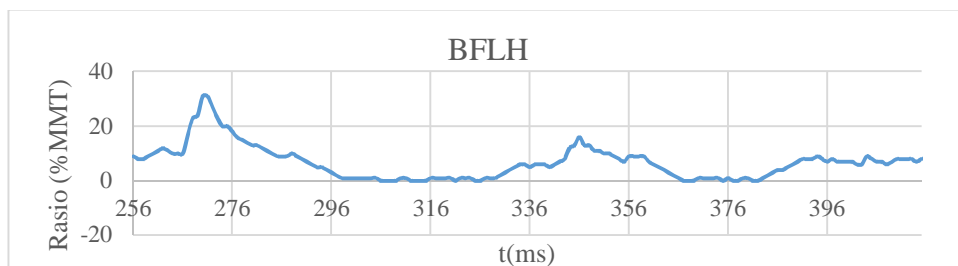
Gambar 4.24 Hasil Otot Vastus dalam 1 Stride



Gambar 4.25 Hasil Otot BFSH dalam 1 Stride



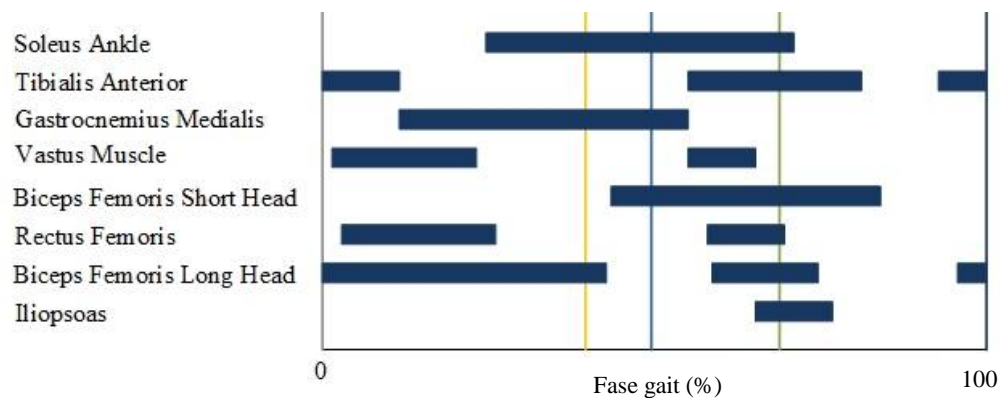
Gambar 4.26 Hasil Otot Rectus Femoris dalam 1 Stride



Gambar 4.27 Hasil Otot BFLH dalam 1 Stride



Gambar 4.28 Hasil Otot Iliopsoas dalam 1 Stride



Gambar 4.29 Onset Offset Sinyal Otot

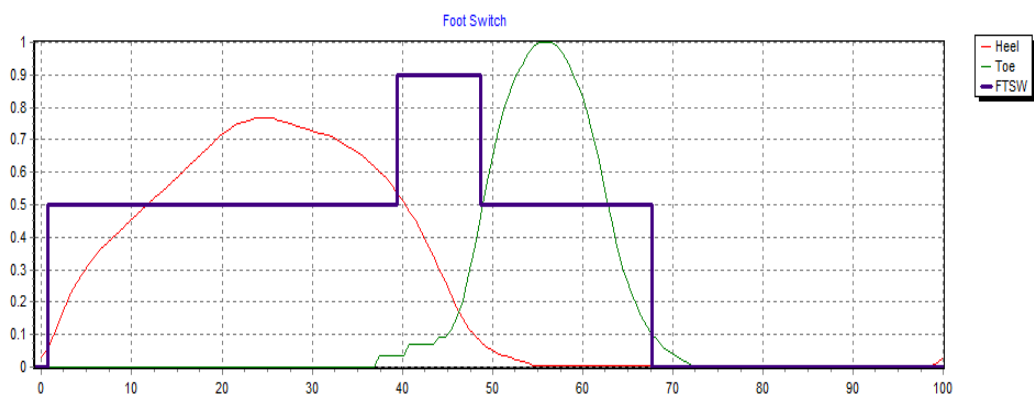
Sinyal EMG 1 stride yang didapat diolah kembali untuk mendapatkan waktu onset dan offset dari sinyal EMG. Pengolahan sinyal untuk mendapatkan onset dan offset EMG adalah dengan cara menormalisasi terlebih dahulu sinyal EMG yang didapatkan dengan nilai maksimal dan nilai minimal sinyal EMGnya sendiri. Setelah dilakukan normalisasi maka dilakukan threshold sebesar 10% untuk menentukan onset dan offset dari sinyal otot. Gambar 4.29 menunjukkan onset dan offset 8 sinyal otot.

Pada saat stance, Otot plantarflexor ankle akan aktif, yaitu soleus ankle dan gastrocnemius tibialis. Soleus ankle dan gastrocnemius medialis berkontraksi pada saat awal setelah IC terjadi, Soleus akan berkontraksi terlebih dahulu dibandingkan dengan Gastrocnemius medialis, dan kedua otot akan berhenti berkontraksi tepat sebelum terjadi swing (Perry, 1992). Tetapi pada hasil data menunjukkan gastrocnemius berkontraksi terlebih dahulu baru soleus ankle. Soleus ankle tetap menunjukkan kontraksi setelah TO (swing). Pada saat swing, otot dorsiflexor ankle yang akan aktif yaitu tibialis anterior. Tibialis anterior berkontraksi pada saat preswing (sebelum TO terjadi) sampai ke midstance (sebelum HO terjadi) pada stride selanjutnya. Dari hasil LE-EMG menunjukkan bahwa tibialis anterior terjadi sebelum TO terjadi dan menghilang diantara TO dan IC dan akan muncul sebelum IC dan akan berhenti pada stride selanjutnya sebelum FF.

Otot yang turut serta dalam mengontrol pergerakan knee adalah rectus femoris, vastus, BFSH, BFLH, dan Gastrocnemius. Otot yang berperan pada knee extension adalah Rectus femoris dan Vastus. Rectus femoris akan berkontraksi

pada saat TO dan vastus akan berkontraksi pada sebelum IC satu stride berakhir dan akan berkontraksi sampai setelah FF pada stride setelahnya (Perry, 1992). Tetapi pada hasil penelitian ini menunjukkan bahwa Rectus femoris berkontraksi pada saatsetelah IC dampai sbml FF dan pada saat sbml TO sampai TO selesai dan Vastus menunjukka kontraksi yang sama hampir dengan RF. Gastrocnemius medialis, BSFH dan BFLH berperan pada knee flexion. Gastrocnemius berkontraksi sbml FF sampai dengan HO, BFSH berkontraksi setelah TO dan pada saat HO, BFLH berkontraksi setelah TO sampai dengan sbml FF pada stride selanjutnya (Perry, 1992). Pada penelitian ini didapatkan Gastrocnemius medialis berkontraksi sbml FF sampai HO, BFSH berkontraksi setelah HO sampai seyealah TO, dan BFLH menunjukkan kontraksi sbml IC (gait berakhir) sampai dengan sbml FF pada stride lenajutnya, dan berkontraksi kembali sbml TO sampai TO selesai.

Otot yang membantu pergerakan Hip antara lain adlaah BFLH, Illiopsoas, dan Rectus Femoris. Extensor muscle hip adalah BFLH yang berkontraksi setelah TO dan selesai pada FF setelah IC pada stride selanjutnya. Flexor muscle hip adalah Rectus femoris yang berkontraksi pada saat sbml TO sampai setelah TO, dan Illiopsoas berkontraksi tepat setelah TO (Perry, 1992). Pada hasil penelitian didapatkan bahwa BFLH menunjukkan kontraksi sbml IC (gait berakhir) sampai dengan sbml FF pada stride lenajutnya, Rectus femoris berkontraksi pada saatsetelah IC dampai sbml FF dan pada saat sbml TO sampai TO selesai dan Illiopsoas berkontraksi sebelum sampai setelah TO.



Gambar 4.30 *Foot Switch* (FTSW) FSR

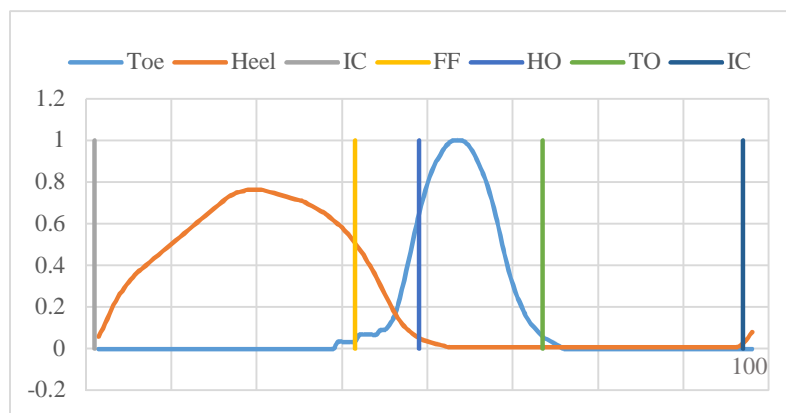
4.10 Foot Switch (FTSW) dari *Force Sensitive Resistor* (FSR)

Foot Switch (FTSW) menandakan pergantian dari *toe* dan *heel* menapak ke tanah. Ketika *heel* saja yang menapak maka nilai sumbu y grafik FTSW bernilai 0.5, ketika *heel* dan *toe* menapak bersamaan atau telapak kaki menapak maka nilai sumbu y grafik FTSW bernilai 1, dan ketika *toe* saja yang menapak tanah nilai sumbu y grafik FTSW bernilai 0.5. Kaki ketika melakukan fase *swing*, maka nilai sumbu y grafik FTSW bernilai 0. Grafik *Foot Switch* berdasarkan hasil sensor FSR ditunjukkan pada Gambar 4.30.

4.11 Fase Gait dengan *Force Sensitive Resistor* (FSR)

Force Sensitive Sensor dipakai dikedua kaki dan berada dibawah heel dan toe dari subjek. FSR digunakan untuk menentukan fase gait berupa IC, FF, HO, TO, dan kembali lagi pada IC. Sistem sensor FSR ini menjadi satu dengan system wearable sensor dan EMG. Sehingga FSR yang berada pada kaki kanan digunakan untuk mencari fase gait kaki kanan yang memakai EMG. Sehingga bisa dilihat onset dan offset dari sinyal otot terjadi pada fase gait yang mana.

Fase gait dari lower limb dapat dicari dengan cara menormalisasi hasil FSR dengan nilai maksimal dan nilai minimal dari FSR itu sendiri. Setelah dilakukan normalisasi maka data ditresholding untuk mendapatkan IC, FF, HO, dan TO. IC terjadi ketika heel pertama kali menapak tanah. FF terjadi ketika heel dan toe menapak tanah. HO terjadi ketika heel meninggalkan tanah. TO terjadi ketika toe meninggalkan tanah. Gambar 4.31 menunjukkann fase gait yang didapat menggunakan FSR.



Gambar 4.31 Fase Gait dengan Menggunakan FSR

4.12 Analisa Kinematik dengan Wearable Sensor

Analisa kinematik dapat dilakukan setelah dilakukan pencarian fase gait. Sudut lower limb joint yang telah didapatkan di diambil satu stride atau 1 fase gait yang nantinya dapat dicari parameter kinematic dari setiap joint. Pada hip joint terdapat HIC atau Hip Initial Contact atau sudut hip joint pada saat initial contact, maximum hip extention saat stance phase dan maximum hip flexion pada saat swing phase. Parameter kinematik pada knee joint antara lain adalah KIC, knee initial contact, maximum knee extension stance phase, maximum knee extension swing phase, maximum knee flexion pada stance phase, dan maximum knee flexion pada swing phase. Parameter kinematik pada ankle joint antara lain adalah AIC, ankle initial contact, maximum ankle plantarflexion stance phase, maximum ankle plantarflexion swing phase, maximum ankle dorsiflexion pada stance phase, dan maximum ankle dorsiflexion pada swing phase. Table 4.7 menunjukkan parameter kinetic pada hip joint, Table 4.8 menunjukkan parameter kinetic pada knee joint, dan Table 4.9 menunjukkan parameter kinetic pada ankle joint.

Tabel 4.7 Parameter Kinematik pada Hip Joint

	HIC	MHEST	MHFSW
Right	15.6	-12	23.7
Left	17.2	-12.3	18.3

Tabel 4.8 Parameter Kinematik pada Knee Joint

	KIC	MKEST	MKESW	MKFST	MKSFW
Right	3	3	0.5	34.5	55
Left	-14.2	-14.2	-8	44	52.6

Tabel 4.9 Parameter Kinematik pada Ankle Joint

	AIC	MAPFST	MAPFSW	MADFST	MADFSW
Right	43.5	8.7	-6	43.4	43.7
Left	3.7	-29.7	-30.2	7	17.2

4.13 Analisa Kinetik, Kinematik, dan Kiniseology (*Onset-Offset*)

Setelah semua instrumen dapat dipakai dan dan analisa dapat dilakukan, maka dilakukan pengambilan data dengan menggunakan 4 instrumen sekaligus. Ground Force Reaction (GRF) diambil datanya dengan menggunakan 3 force plate.

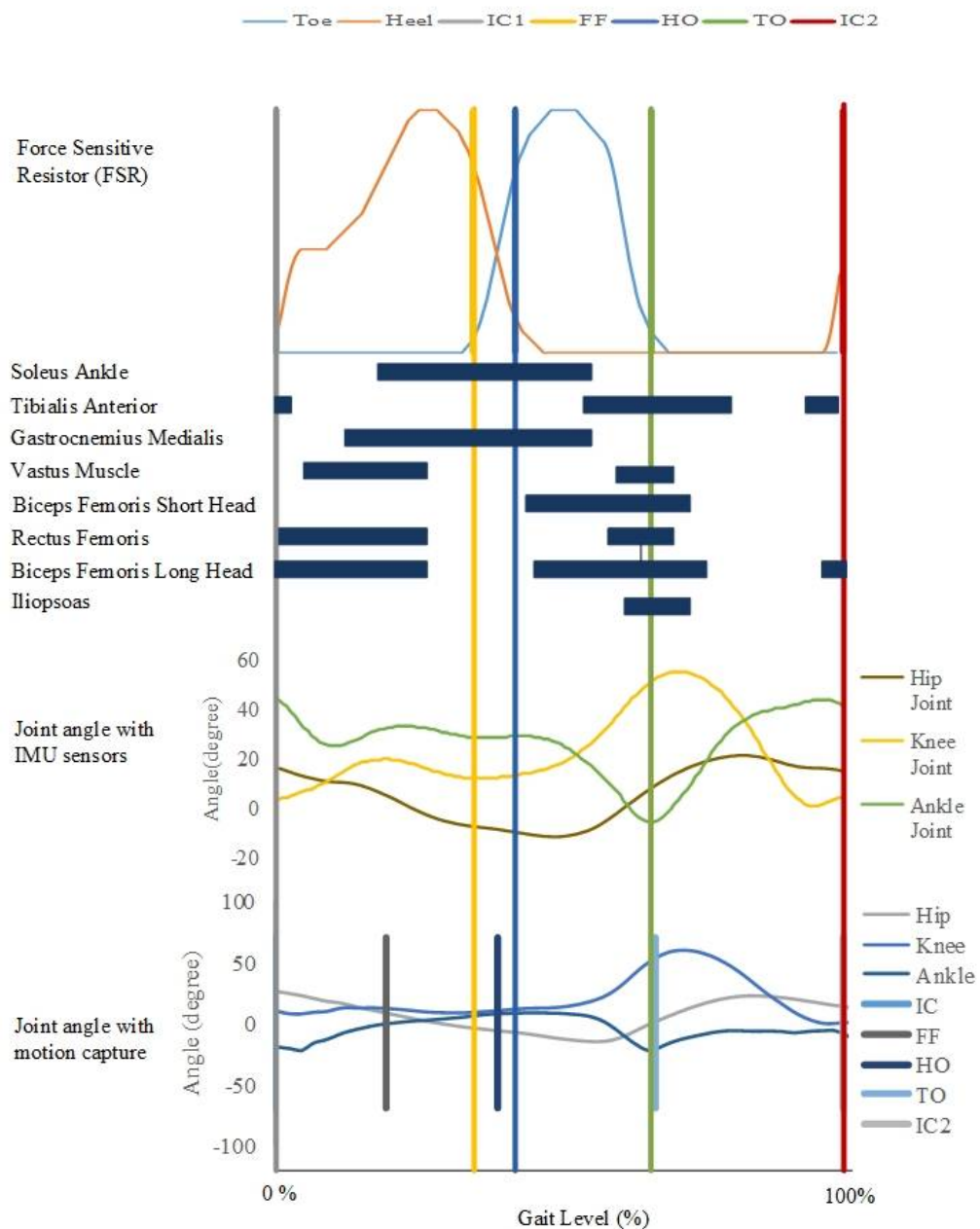
Delapan sinyal otot diambil datanya dengan 8 channels LE-EMG. Data pola berjalan diambil dengan menggunakan motion capture Optotrak Certus 3020. Data sudut dari joint diambil dengan menggunakan wearable sensor.

Dua puluh subjek diambil datanya dengan menggunakan 4 instrumen. Subjek pada kakinya menggunakan marker, elektroda, dan wearable sensor. Pada kaki kiri menggunakan marker dari Optotrak Certus 3020 sebanyak delapan buah. Pada kaki kanan menggunakan 8 pasang elektroda EMG. Lalu *wearable sensor* dipakaikan pada *body*, *right tight*, *left tight*, *right shank*, *left shank*, *right foot*, dan *left foot*.

Subjek berjalan menapak 3 *force plate* dengan *track* sepanjang 3 meter. 3 *force plate* diletakkan ditengah-tengah lebar *track* dengan panjang 3 meter. Semua instrumen merekam data masing-masing selama 10 detik. Data yang diolah untuk dianalisa hanya satu stride.

Empat data yang merupakan data *Force Sensitive Resistor* (FSR), data *onset-offset* LE-EMG, data sudut dengan Optotrak Certus 3020, dan data sudut dengan menggunakan *wearable sensor* atau IMU sensor. Data yang akan diintegrasikan ini akan disamakan sumbu x-nya dengan cara dinormalisasikan. Sumbu x pada data FSR, sumbu x pada data onset-offset LE-EMG, sumbu-x data Optotrak Certus 3020, sumbu x pada data wearable sensor adalah waktu (s). Walaupun sumbu x dari semua data adalah waktu, integrasi tidak dapat dilakukan. Hal ini dikarenakan data yang diambil bersamaan tidak memiliki kesamaan waktu saat pengambilan data. Pengambilan data dilakukan dengan menggunakan 2 computer dan memiliki waktu loading yang berbeda untuk mendapatkan data. Karena perbedaan waktu tersebut maka dilakukan normalisasi sumbu x menjadi fase gait yang dimulai 0% dan selesai pada 100%. Fase gait tersebut dimulai dari IC pertama dan diakhiri dengan IC berikutnya.

Gambar 4.32 menunjukkan data analisa yang sudah diintegrasikan. Data tersebut antara lain adalah analisa kinematik dengan *motion capture* Optotrak Certus 3020, analisa kinematik dengan wearable sensor, onset-offset sinyal otot serta hasil dari fase gait dari FSR.



Gambar 4.32 Hasil Integrasi dari 3 Instrumen

Pada hasil integrasi pada Gambar 4.32 dapat terlihat bahwa pola/pattern dari sudut lower limb joint yang diambil dengan menggunakan wearable sensor dan Optotrak Certus 3020 sama, tetapi memiliki perbedaan nilai sudut yang didapat. Serta pada hasil fase gait, dapat terlihat perbedaan.

Pengambilan data menggunakan 20 subjek dengan menggunakan 4 instrumen bersamaan terdiri dari 11 perempuan dan 9 laki-laki, dengan data tinggi

badan, umur, berat badan, dan jarak force plate 1 ke force plate 3 ditunjukkan pada Lampiran.A.

Data F_{\max} F_{\min} dari 20 subjek dapat dilihat pada Lampiran.C dan Data FTO dan FHS dari Force Plate ditunjukkan pada Lampiran.F. F maksimal pertama ($F_{\max 1}$) dan F maksimal kedua ($F_{\max 2}$) pada data 20 subjek yang diambil bahwa F_{\max} yang didapatkan melebihi berat badan dari subjek. Hal ini sama dengan yang dilakukana oleh Winiarski tahun 2009 yang menjelaskan bahwa F_{\max} (F maksimal) dari data force plate seseorang akan melebihi berat badan dari subjeknya.

Tabel 4.10 Kesalahan pembacaan panjang stride

Panjang Stride (cm)	Jarak FP1- FP3 (cm)	Kesalahan (cm)
113	116	3
125	121	4
84	95	11
91	95	4
139	134	5
114	110	4
120	114	6
118	112	6
124	117	7
110	106	4
100	103	3
91	96	5
95	94	1
108	105	3
101	98	3
105	103	2
95	93	2
97	91	6
119	115	4
125	121	4
Rata-Rata Kesalahan		4.35

Lampiran.G menunjukkan hasil parameter temporal pada data Optotrak Certus 3020. Parameter yang didapat adalah kecepatan, waktu stride, waktu stance, waktu swing, cadence, panjang stride. Waktu stride yang didapatkan dari lama waktu IC pertama sampai dengan IC selanjutnya. Waktu stance adalah 60% dari waktu stride, dan waktu swing adalah 40% dari waktu stride. Cadence adalah banyak dari langkah dalam waktu 60 detik atau satu menit. Sehingga Cadence didapat dengan cara 60 detik dibagi dengan waktu stride. Kecepatan didapatkan dari panjang stride dibagi dengan waktu stride. Panjang stride pada hasil pengujian sedikit berbeda dari panjang stride yang diukur dengan menggunakan jarak force plate 1 dengan force plate 2, tetapi perbedaan tidak banyak. Rata-rata dari kesalahan pembacaan panjang stride dengan menggunakan software adalah 4.35 cm. Kesalahan pembacaan panjang stride ditunjukkan pada Table 4.10

Perbedaan parameter temporal dari subjek laki-laki dan perempuan berbeda, dapat terlihat pada kecepatan berjalan dari subjek. Pada subjek laki-laki kecepataannya berkisar pada 0.59 m/s sampai 0.63 m/s dan kecepatan berjalan perempuan adalah 0.38 m/s sampai 0.50 m/s. Perbedaan kecepatan dapat dipengaruhi oleh tinggi badan, berat badan, dan faktor dari kebiasaan, tetapi pada subjek tinggi subjek perempuan antara 147cm-165 cm sedangkan tinggi laki-laki diatas 160 cm. Panjang stride pada subjek perempuan dan laki-laki juga berbeda. Panjang stride pada perempuan dibawah 110 cm dan panjang stride laki-laki diatas 113 cm.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 5

KESIMPULAN

Pada bab ini akan disimpulkan dari hasil pengujian dan pembahasan yang telah didapatkan. Selain itu, pada bab ini juga dikemukakan saran-saran yang perlu dilakukan untuk riset lanjutan dari tesis ini.

5.1 Kesimpulan

Pada penelitian ini digunakan 4 instrumen untuk mengambil data, instrumen yang digunakan adalah Optotrak Certus 3020, Vernier *Force Plate*, 8 *channels Linear Envelope-Electromyography* (LE-EMG), dan *Wearable sensor*. Data berhasil diambil dengan menggunakan 4 instrumen satu persatu maupun bersamaan. Data yang diambil dari masing-masing instrument dianalisis. Data hasil Optotrak Certus 3020 dianalisa menghasilkan parameter kinematik, fase gait, dan parameter temporal seperti *speed*, *cadence*, *stance time*, *swing time*, *stride time*, dan *stride length*.

Data yang diambil menggunakan force plate mempunyai noise sehingga difilter dengan menggunakan moving average dengan window 20. Data yang sudah *smooth* dianalisa untuk dicari parameter kinetiknya, yaitu F maksimal pada waktu 0-40% *stance time*, F minimal pada waktu 40-60% *stance time*, F maksimal pada waktu 60-100% *stance time*, dan FTO serta FHS.

Data yang diambil dengan menggunakan LE-EMG berupa data 8 otot pada kaki kanan. Data tersebut dianalisa sehingga didapatkan onset dan offset dari sinyal otot.

Data yang diambil dengan menggunakan wearable sensor berupa sudut dan hasil sensor Force Sensitive Resistor (FSR). Data FSR digunakan untuk mencari fase gait, fase gait yang didapat digunakan sebagai acuan untuk mencari parameter kinematik.

Data dari 4 instrumen diintegrasikan sehingga dapat dianalisa dan dibandingkan. Terdapat beberapa perbedaan antara besar sudut pada data yang didapat dari Optotrak Certus 3020 dengan wearable sensor, sedangkan pola dari sudut *joint* sama. Fase gait dari FSR, wearable sensor, dan LE-EMG sama

dikarenakan pengambilan data menggunakan 1 PC, sedangkan fase gait tersebut dibandingkan dengan fase gait dari Optotrak Certus 3020 memiliki perbedaan yang terlihat.

5.2 Saran

Dengan didapatkannya analisa data gait untuk subyek normal, maka kedepannya riset ini dapat dilanjutkan. Penelitian ini dapat dikembangkan lebih luas, antara lain:

- a) Rangkaian LE-EMG didesain ulang dengan menggunakan komponen SMD menjadi satu *board*.
- b) Penggunaan secara *wireless* untuk koneksi antara rangkaian dengan PC yang menerima data, sehingga tidak banyak penggunaan kabel yang digunakan.
- c) Penambahan data normal lebih banyak dan penambahan data abnormal dan dibuat menjadi database.
- d) Penambahan parameter analisa gait

DAFTAR PUSTAKA

- Arifin, Achmad. (2014), *Intelligent System Approaches to Solve Biomedical Engineering Research Problems*, Materi Mata Kuliah Pengenalan Bidang Riset.
- Arifin, Achmad., Takashi Watanabe. (2006). "Knowledge Engineering Approach in Developing Framework of the Cycle-toCycle COntrol for Swinf Phase of Hemiplegic Gait Induced by FES".
- Arrofiqi, Fauzan. (2015), *Pengembangan Perangkat Wearable untuk Pengukuran Gerakan Manusia dan Rehabilitasi Kemampuan Berjalan Menggunakan Functional Electrical Stimulation System*, Tesis.
- Baker, Richard., *Temporal Spatial Data, The Gait Cycle and Gait Graphs*, Lecture Handout : University of Salford: An Introduction to Clinical Gait Analysis
- Bambang Supeno, Rachmad Setiawan, Achmad Arifin, 2012. "Disain Wireless Functional Electrical Stimulator menggunakan X-Bee Pro", EECCIS2012.
- Bamberg, Stacy J. Morris., et al. (2008), "Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System", IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol. 12, No. 4, July 2008.
- Bar-On, Lynn. Guy Molenaers. Erwin Aertbelie. *et al.*, (2014), "The Relation Between Spasticity and Muscle Behavior During The Swing Phase of Gait in Children with Cerebral Palsy", Research in Developmental Disabilities 35 (2014) 3354–3364.
- Basith, L. Aidatunisadina. (2016), *Desain dan Evaluasi Performansi Embedded Fuzzy Functional Electrical Stimulation Metode Cycle-to-cycle Control untuk Restorasi Gerakan Repetitif Sendi Lutut*, Tesis.
- Bojanica, Dubravka M. Bojana D. Petrovacki-Baljb, Nikola D. Jorgovanovica. *et al.*, (2011), "Quantification of dynamic EMG patterns during gait in children with cerebral palsy", Journal of Neuroscience Methods 198 (2011) 325–331.
- Chien-Chih Chen, Ya-Hsin Hsueh, and Zong-Cian He, "A Novel EMG Feedback Control Method in Functional Electrical Stimulation Cycling System for Stroke Patients", World Academy of Science, Engineering and Technology 42 2008.
- Christandi, Victor. (2012), *Analisa Gait untuk Desain Kaki Palsu Berbasis Kamera Video*, Skripsi, IT Telkom, Bandung.
- Cross, Rod. (1998), "Standing, Walking, Running, and Jumping on a Force plate", Physics Departement, University of Sidney, Sidney.
- Dai, R., Stein, R.B., Andrews, B.J., James, K.B., Wieler, M., Jun. "Application of tilt sensors in functional electrical stimulation". IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering 4, 63–72.

- Deborah Schenberger, (2011), *Walking Biomechanics Using a Force Plate*, Vernier
- Demura, Tomohiro. Demura, Shin-ichi, et al. (2012), “Gait Characteristics When Walking with Rounded Soft Sole Shoes”, Vol. 22, Issue 1, Pages 18–23.
- Essa, Shima. (2012), *Gait Analysis*, Lecturer of Physical Therapy, King Khalid University, Saudi Arabia.
- Graupe, Daniel. *et al.*, (1989), “EMG Pattern Analysis for Patient-Responsive Control of FES in Paraplegics for Walker-Supported Walking”, IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol.36, No.7, July 1989.
- Harrison. (2012), *Principles of Internal Medicine*, 18th edition, The McGraw-Hill Companies, Inc., United States of America.
- Hartmann M, Kreuzpointner F, *et al.* (2010). “Effects of Juvenile Idiopathic Arthritis on Kinematics and Kinetics of the Lower Extremities Call for Consequences in Physical Activities Recommendations”, Int J Pediatr.
- Indrajaya, Benidictus. (2012), *Pengembangan Wireless Wearable Sensor untuk Pengukuran Lower Limb Joint Angles dan Gait Phases*, Tesis.
- Lee, Jung-Ah., Sang-Hyun Cho., et al. (2007), “Wearable Accelerometer System for Measuring the Temporal Parameters of Gait”, *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Cité Internationale, Lyon, France.
- Li, Zhan., Mitsuhiro Hayashibe., et al. (2015), “Real-time Closed-loop FES Control of Muscle Activation with Evoked EMG Feedback”, *7th Annual International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, Montpellier, France, 22 - 24 April, 2015.
- Liu, Tao., Inoue, Yoshio Inoue, Kyoko Shibata. (2009), “Development of a Wearable Sensor System for Quantitative Gait Analysis”, *Journal of Measurement* 42(2009) 978–988, 2008 Elsevier Ltd.
- Northern Digital Inc, (2010), *Research-Grade Motion Capture : Optotrak Certus*.
- Northern Digital Inc, (2011), *Force Plate*.
- Nurcipto, Dedi. (2014), *Studi Analisis Gaya Berjalan Normal dan Abnormal Menggunakan Principal Component Analysis (PCA)*, Tesis.
- Perry, Jacquelin. (1992), *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, Rancho Los Amigos Medical Center, Downey, CA.
- Ricamato, Anthony L. Joseph M. Hidler., (2005), “Quantification of The Dynamic Properties of EMG Patterns During Gait”, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15 (2005) 384–392.

Wang, Fei., Wen, Shiguang., et al. (2010),” Motion Intention Analysis-Based Coordinated Control for Amputee-Prosthesis Interaction”, *Journal of Robotics*, Vol. 2010, Article ID 139634, 11 pages.

Yamaguchi, H., Nishikawa, D., Yu, W., Maruishi, M., Yokoi, H., Mano, Y., Kakazu, Y., n.d. “EMG control switching system for FES”, in: 8th IEEE International Workshop on Robot and Human Interaction, 1999. RO-MAN '99. Presented at the 8th IEEE International Workshop on Robot and Human Interaction, 1999. RO-MAN '99, pp. 7–12.

Yang, Che-Chang., Yeh-Liang Hsu., et al. (2011),” Real-Time Gait Cycle Parameters Recognition Using a Wearable Motion Detector”, *Proceedings of 2011 International Conference on System Science and Engineering*, Macau, China - June 2011.

Zhang, Q., Hayashibe, M., Fraisse, P., Guiraud, D., Oct. FES-Induced Torque Prediction With Evoked EMG Sensing for Muscle Fatigue Tracking. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 16, 816–826.

Wulansari, Anita. (2016), *Pengembangan Database Temporal dan Kinematik Gaya Gerak dari Dua Sisi Organ Gerak Bawah pada Tiga Gaya Berjalan yang Berbeda*, Tugas Akhir.

Halaman ini sengaja dikosongkan

LAMPIRAN

Dalam buku tesis ini dilampirkan beberapa dokumentasi selama penelitian, yaitu :

- A. Data Subjek
- B. Hasil fase gait menggunakan Optotrak Certus 3020
- C. Hasil dari Fmax dan Fmin pada analisa kinetik data Force Plate
- D. Hasil onset offset dari 8 otot pada lower limb
- E. Hasil fase gait dari data wearable sensor
- F. Hasil dari FHS dan FTO pada analisa kinetik data Force Plate
- G. Hasil analisa temporal dari gait data menggunakan Optotrak Certus 3020

Tabel L.A Data subjek

Subjek	Umur (tahun)	Gender	Tinggi (cm)	Berat Badan (kg)	Jarak FP1-FP3 (cm)
1	23	L	160	53	116
2	22	L	167	57	121
3	21	P	145	39	95
4	20	P	155	56	95
5	20	L	175	60	134
6	21	L	165	68	110
7	22	L	175	85	114
8	22	L	165	54	112
9	22	L	167	55	117
10	26	P	148	53	106
11	22	P	165	85	103
12	27	P	155	45	96
13	20	P	160	61	94
14	24	P	163	66	105
15	27	P	154	52	98
16	23	P	160	48	103
17	20	P	162	44	93
18	20	P	161	43	91
19	20	L	160	46	115
20	23	L	173	62	121

Tabel L.B Hasil fase gait menggunakan Optotrak Certus 3020

Subjek	Fase Gait (%)				
	IC	FF	HO	TO	IC
1	0.00	20.61	37.53	65.54	100.00
2	0.00	24.81	41.94	71.84	100.00
3	0.00	23.67	36.54	68.32	100.00
4	0.00	24.50	37.91	65.71	100.00
5	0.00	21.86	38.74	68.59	100.00
6	0.00	23.81	38.35	69.06	100.00
7	0.00	22.71	36.27	66.72	100.00

8	0.00	21.98	38.82	67.91	100.00
9	0.00	20.65	39.61	66.24	100.00
10	0.00	22.72	37.13	64.43	100.00
11	0.00	19.12	38.21	66.11	100.00
12	0.00	23.53	39.32	72.53	100.00
13	0.00	22.17	37.45	67.65	100.00
14	0.00	23.81	38.21	67.74	100.00
15	0.00	20.13	37.71	69.62	100.00
16	0.00	23.34	39.42	68.31	100.00
17	0.00	21.43	37.98	67.23	100.00
18	0.00	22.41	38.56	68.21	100.00
19	0.00	21.44	39.12	68.42	100.00
20	0.00	23.67	38.54	67.76	100.00

Tabel L.C Hasil dari Fmax dan Fmin pada analisa kinetik data Force Plate

Subjek		FPmax (s,N)	FPmin (s,N)	FPmax2 (s,N)
1	FP1	0.350, 539	0.575, 468	0.790, 534
	FP2	1.105, 548	1.230, 493	1.510, 541
	FP3	1.835, 538	1.995, 487	2.220, 542
2	FP1	0.350, 579	0.555, 452	0.800, 582
	FP2	1.065, 581	1.753, 468	1.790, 561
	FP3	2.120, 572	2.220, 461	2.645, 575
3	FP1	0.430, 406	0.570, 345	0.732, 395
	FP2	1.015, 397	1.535, 364	1.865, 399
	FP3	2.325, 394	2.560, 350	2.725, 395
4	FP1	0.330, 564	0.465, 479	0.700, 567
	FP2	1.000, 575	1.520, 512	1.935, 561
	FP3	2.290, 569	2.590, 517	2.765, 571
5	FP1	0.360, 606	0.570, 585	0.820, 605
	FP2	0.915, 607	1.535, 574	1.965, 609
	FP3	2.425, 604	1.560, 590	2.876, 605
6	FP1	0.365, 680	0.565, 630	0.805, 684
	FP2	1.105, 691	1.165, 648	1.510, 694
	FP3	1.935, 696	1.855, 630	2.398, 690
7	FP1	0.387, 861	0.581, 812	0.851, 854

	FP2	1.134, 864	1.534, 803	1.791, 867
	FP3	1.986, 863	1.416, 816	2.795, 856
8	FP1	0.321, 549	0.513, 509	0.795, 555
	FP2	1.076, 557	1.457, 495	1.715, 548
	FP3	2.367, 546	2.521, 498	2.643, 549
9	FP1	0.378, 555	0.571, 518	0.734, 558
	FP2	1.081, 561	1.467, 506	1.793, 563
	FP3	2.367, 566	2.523, 504	2.897, 556
10	FP1	0.341, 543	0.513, 487	0.798, 538
	FP2	1.045, 535	1.478, 491	1.896, 534
	FP3	2.387, 541	2.589, 501	2.866, 543
11	FP1	0.331, 857	0.567, 825	0.843, 861
	FP2	1.204, 859	1.516, 813	1.745, 867
	FP3	2.183, 855	2.465, 805	2.638, 864
12	FP1	0.345, 468	0.641, 423	0.943, 464
	FP2	1.351, 459	1.565, 418	1.856, 465
	FP3	2.205, 462	2.452, 411	2.719, 458
13	FP1	0.351, 623	0.551, 571	0.834, 618
	FP2	1.267, 627	1.512, 562	1.854, 624
	FP3	2.235, 621	2.567, 579	2.854, 623
14	FP1	0.348, 668	0.861, 625	1.262, 675
	FP2	1.611, 673	1.914, 617	2.418, 669
	FP3	2.861, 674	3.070, 628	3.251, 671
15	FP1	0.341, 527	0.671, 489	1.053, 538
	FP2	1.418, 529	1.915, 484	2.276, 539
	FP3	2.654, 538	2.865, 478	3.061, 544
16	FP1	0.358, 486	0.675, 441	1.054, 496
	FP2	1.417, 491	1.893, 448	2.254, 488
	FP3	2.541, 496	2.883, 443	3.041, 495
17	FP1	0.364, 447	0.565, 412	0.829, 454
	FP2	1.265, 449	1.482, 403	1.753, 467
	FP3	2.152, 451	2.351, 412	2.691, 456
18	FP1	0.357, 438	0.623, 397	0.918, 439
	FP2	1.361, 443	1.559, 395	1.851, 446
	FP3	2.256, 448	2.451, 398	2.732, 448
19	FP1	0.347, 469	0.553, 417	0.715, 472
	FP2	1.167, 477	1.351, 426	1.661, 471

	FP3	2.043, 471	2.259, 417	2.531, 467
20	FP1	0.354, 628	0.513, 588	0.741, 639
	FP2	1.178, 635	1.356, 591	1.634, 628
	FP3	2.063, 637	2.259, 591	2.521, 637

Tabel L.D Hasil onset offset dari 8 otot pada lower limb

Sub jek	Stri de	Otot	1		2		3	
			Start (%)	Stop (%)	Start (%)	Stop (%)	Start (%)	Stop (%)
1	1	Soleus Ankle	20.88	72.53				
		Tibialis Anterior	0.00	12.64	58.24	71.98	93.41	100.00
		Gastrocnemius Medialis	12.09	58.24				
		Vastus	3.85	21.43	47.80	53.30		
		Biceps Femoris Short Head	45.60	75.82				
		Rectus Femoris	4.40	27.47	60.99	70.88		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	45.60	62.09	75.27	97.25	100.00
		Iliopsoas	63.19	78.02				
	2	Soleus Ankle	16.93	58.73				
		Tibialis Anterior	0.00	6.88	56.08	84.13	96.30	100.00
		Gastrocnemius Medialis	11.11	58.73				
		Vastus	4.23	24.87	60.85	74.07		
		Biceps Femoris Short Head	46.03	76.72				
		Rectus Femoris	1.06	24.87	58.73	74.07		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	24.87	48.68	79.37	97.35	100.00
		Iliopsoas	66.14	74.07				
2	1	Soleus Ankle	29.11	55.06				
		Tibialis Anterior	0.00	25.32	58.86	79.75	95.57	100.00
		Gastrocnemius Medialis	7.59	53.80				
		Vastus	4.43	26.58	53.16	71.52		
		Biceps Femoris Short Head	36.08	62.03				
		Rectus Femoris	3.80	14.56	55.06	100.00		

		Biceps Femoris Long Head	0.00	25.95	50.00	79.11	91.77	100.00
		Iliopsoas	61.39	79.75				
	2	Soleus Ankle	5.03	55.97				
		Tibialis Anterior	0.00	12.58	54.09	74.84	98.11	100.00
		Gastrocnemius Medialis	9.43	51.57				
		Vastus	2.52	20.75	56.60	67.30		
		Biceps Femoris Short Head	28.93	59.75				
		Rectus Femoris	1.89	21.38	60.38	69.81		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	67.30	81.76	100.00		
		Iliopsoas	55.35	72.33				
3	1	Soleus Ankle	20.13	71.29				
		Tibialis Anterior	0.00	14.98	60.11	74.13	91.58	100.00
		Gastrocnemius Medialis	14.98	60.12				
		Vastus	2.12	24.17	45.16	55.46		
		Biceps Femoris Short Head	47.17	79.30				
		Rectus Femoris	5.86	28.07	61.52	73.05		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	43.60	66.09	72.23	95.91	100.00
		Iliopsoas	64.89	75.26				
	2	Soleus Ankle	18.97	58.678				
		Tibialis Anterior	0.00	7.89	54.98	86.98	94.39	100.00
		Gastrocnemius Medialis	16.91	59.87				
		Vastus	6.67	27.34	63.85	75.97		
		Biceps Femoris Short Head	48.76	78.29				
		Rectus Femoris	3.67	26.73	59.98	77.45		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	27.99	43.88	84.37	95.87	100.00
		Iliopsoas	68.87	76.47				
4	1	Soleus Ankle	27.76	56.53				
		Tibialis Anterior	0.00	26.79	56.87	76.90	93.53	100.00

5		Gastrocnemius Medialis	4.57	57.32				
		Vastus	5.87	28.98	55.89	70.52		
		Biceps Femoris Short Head	37.48	65.78				
		Rectus Femoris	5.87	15.42	56.83	100.00		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	23.64	54.21	80.64	92.76	100.00
		Iliopsoas	62.65	80.43				
	2	Soleus Ankle	6.87	57.27				
		Tibialis Anterior	0.00	12.75	53.49	74.89	97.21	100.00
		Gastrocnemius Medialis	8.43	53.56				
		Vastus	3.67	26.38	57.24	68.31		
		Biceps Femoris Short Head	28.93	59.75				
		Rectus Femoris	1.89	21.38	60.38	69.81		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	67.30	81.76	100.00		
		Iliopsoas	55.35	72.33				
	1	Soleus Ankle	21.23	70.89				
		Tibialis Anterior	0.00	11.12	62.87	71.83	92.87	100.00
		Gastrocnemius Medialis	13.12	66.32				
		Vastus	4.86	22.24	41.82	54.97		
		Biceps Femoris Short Head	45.25	79.41				
		Rectus Femoris	6.29	23.91	63.17	73.82		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	43.60	66.09	72.23	94.15	100.00
		Iliopsoas	63.52	74.39				
	2	Soleus Ankle	20.19	53.78				
		Tibialis Anterior	0.00	8.29	52.15	84.23	92.29	100.00
		Gastrocnemius Medialis	18.31	60.25				
		Vastus	7.12	26.91	62.79	76.36		
		Biceps Femoris Short Head	48.13	75.14				
		Rectus Femoris	3.67	22.73	56.32	78.91		

		Biceps Femoris Long Head	0.00	28.23	45.22	81.92	96.31	100.0 0
		Iliopsoas	64.41	73.14				
6	1	Soleus Ankle	26.31	56.67				
		Tibialis Anterior	0.00	24.91	56.96	75.18	97.16	100.0 0
		Gastrocnemius Medialis	8.19	54.13				
		Vastus	6.87	24.24	51.92	78.18		
		Biceps Femoris Short Head	33.34	66.13				
		Rectus Femoris	5.17	16.28	56.86	100.0 0		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	26.12	51.83	71.23	92.64	100.0 0
		Iliopsoas	62.52	77.23				
	2	Soleus Ankle	4.12	54.13				
		Tibialis Anterior	0.00	15.13	55.81	72.12	94.63	100.0 0
		Gastrocnemius Medialis	7.12	55.12				
		Vastus	8.52	25.75	52.60	67.30		
		Biceps Femoris Short Head	28.93	59.75				
		Rectus Femoris	1.89	21.38	60.38	69.81		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	66.21	84.12	100.0 0		
		Iliopsoas	53.35	75.33				
7	1	Soleus Ankle	24.13	77.09				
		Tibialis Anterior	0.00	14.61	58.52	73.62	94.31	100.0 0
		Gastrocnemius Medialis	13.13	57.12				
		Vastus	5.85	25.43	44.80	51.30		
		Biceps Femoris Short Head	44.63	74.81				
		Rectus Femoris	6.41	23.18	61.14	71.14		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	44.14	65.14	76.12	95.32	100.0 0
		Iliopsoas	66.78	80.32				
	2	Soleus Ankle	17.42	55.65				
		Tibialis Anterior	0.00	7.56	54.65	83.92	96.12	100.0 0

		Gastrocnemius Medialis	16.32	58.12				
		Vastus	6.12	23.13	61.31	73.17		
		Biceps Femoris Short Head	46.33	71.42				
		Rectus Femoris	5.65	23.17	55.13	73.73		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	23.32	45.21	77.13	96.41	100.00
		Iliopsoas	64.14	73.17				
8	1	Soleus Ankle	25.12	54.41				
		Tibialis Anterior	0.00	25.14	58.12	74.12	95.87	100.00
		Gastrocnemius Medialis	8.57	60.32				
		Vastus	6.14	25.12	57.34	70.52		
		Biceps Femoris Short Head	37.48	65.78				
		Rectus Femoris	5.87	15.42	56.83	100.00		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	23.64	54.21	80.64	92.76	100.00
		Iliopsoas	62.65	80.43				
	2	Soleus Ankle	6.87	57.27				
		Tibialis Anterior	0.00	12.75	53.49	74.89	97.21	100.00
		Gastrocnemius Medialis	8.43	53.56				
		Vastus	6.67	25.18	55.14	67.19		
		Biceps Femoris Short Head	26.71	57.85				
		Rectus Femoris	5.89	26.38	64.17	63.13		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	68.31	83.81	100.00		
		Iliopsoas	56.13	73.13				
9	1	Soleus Ankle	24.58	75.14				
		Tibialis Anterior	0.00	14.14	54.13	75.31	92.41	100.00
		Gastrocnemius Medialis	13.49	57.13				
		Vastus	7.13	22.12	46.41	56.14		
		Biceps Femoris Short Head	45.62	71.42				
		Rectus Femoris	5.14	26.13	63.24	73.41		

		Biceps Femoris Long Head	0.00	44.41	61.52	74.51	95.82	100.00
		Iliopsoas	62.51	76.17				
	2	Soleus Ankle	16.93	58.73				
		Tibialis Anterior	0.00	6.88	56.08	84.13	96.30	100.00
		Gastrocnemius Medialis	11.11	58.73				
		Vastus	4.23	24.87	60.85	74.07		
		Biceps Femoris Short Head	46.03	76.72				
		Rectus Femoris	1.06	24.87	58.73	74.07		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	24.87	48.68	79.37	97.35	100.00
		Iliopsoas	66.14	74.07				
10	1	Soleus Ankle	25.11	54.06				
		Tibialis Anterior	0.00	21.41	56.42	78.91	94.31	100.00
		Gastrocnemius Medialis	8.91	52.83				
		Vastus	6.41	27.51	52.19	72.19		
		Biceps Femoris Short Head	37.12	63.33				
		Rectus Femoris	5.12	12.56	53.06	100.00		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	24.13	54.61	75.73	95.19	100.00
		Iliopsoas	62.42	80.15				
	2	Soleus Ankle	6.03	57.17				
		Tibialis Anterior	0.00	16.18	52.50	75.84	98.93	100.00
		Gastrocnemius Medialis	7.43	55.13				
		Vastus	3.19	24.19	55.26	63.95		
		Biceps Femoris Short Head	25.37	54.74				
		Rectus Femoris	2.73	21.38	60.38	69.81		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	65.30	88.76	100.00		
		Iliopsoas	56.35	79.23				
11	1	Soleus Ankle	22.37	71.39				
		Tibialis Anterior	0.00	13.43	59.23	73.51	94.62	100.00

		Gastrocnemius Medialis	13.41	59.42				
		Vastus	4.91	23.12	48.44	54.81		
		Biceps Femoris Short Head	47.72	77.26				
		Rectus Femoris	4.01	28.12	63.61	72.56		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	46.41	63.97	76.39	96.12	100.00
		Iliopsoas	64.36	78.66				
	2	Soleus Ankle	19.61	54.93				
		Tibialis Anterior	0.00	6.48	58.22	83.36	95.81	100.00
		Gastrocnemius Medialis	13.39	59.46				
		Vastus	5.37	26.34	61.38	73.04		
		Biceps Femoris Short Head	45.49	78.27				
		Rectus Femoris	2.46	25.28	59.72	74.49		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	23.39	47.56	80.35	98.24	100.00
		Iliopsoas	65.36	75.17				
12	1	Soleus Ankle	25.37	58.12				
		Tibialis Anterior	0.00	22.36	59.15	80.34	92.35	100.00
		Gastrocnemius Medialis	4.37	55.91				
		Vastus	6.39	28.15	54.57	74.94		
		Biceps Femoris Short Head	37.37	64.92				
		Rectus Femoris	3.34	18.46	56.36	100.00		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	26.82	54.17	77.48	93.24	100.00
		Iliopsoas	62.45	78.32				
	2	Soleus Ankle	16.38	58.31				
		Tibialis Anterior	0.00	13.37	56.59	77.53	97.13	100.00
		Gastrocnemius Medialis	10.36	53.14				
		Vastus	3.04	24.47	55.37	69.84		
		Biceps Femoris Short Head	26.34	57.35				
		Rectus Femoris	2.41	23.14	62.12	70.17		

		Biceps Femoris Long Head	0.00	65.32	82.53	100.00		
		Iliopsoas	53.14	74.68				
13	1	Soleus Ankle	15.32	72.09				
		Tibialis Anterior	0.00	13.64	58.32	72.41	92.84	100.00
		Gastrocnemius Medialis	15.64	62.61				
		Vastus	3.48	21.05	44.06	58.16		
		Biceps Femoris Short Head	48.47	76.36				
		Rectus Femoris	2.43	24.74	64.47	75.09		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	41.23	64.14	72.85	97.84	100.00
		Iliopsoas	62.35	73.47				
	2	Soleus Ankle	19.63	55.78				
		Tibialis Anterior	0.00	10.46	53.13	85.42	93.38	100.00
		Gastrocnemius Medialis	14.31	54.63				
		Vastus	4.41	25.46	64.85	77.17		
		Biceps Femoris Short Head	46.16	75.91				
		Rectus Femoris	4.62	24.58	56.84	74.50		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	23.38	41.43	83.12	93.33	100.00
		Iliopsoas	67.34	77.24				
14	1	Soleus Ankle	22.41	57.31				
		Tibialis Anterior	0.00	23.41	56.72	73.63	95.13	100.00
		Gastrocnemius Medialis	6.52	53.51				
		Vastus	3.24	26.84	56.47	71.34		
		Biceps Femoris Short Head	33.84	64.19				
		Rectus Femoris	5.34	16.12	55.87	100.00		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	22.54	55.18	81.46	95.92	100.00
		Iliopsoas	63.45	81.38				
	2	Soleus Ankle	12.09	56.41				
		Tibialis Anterior	0.00	14.06	52.74	71.65	95.99	100.00

		Gastrocnemius Medialis	10.68	55.23				
		Vastus	2.98	25.82	55.25	68.92		
		Biceps Femoris Short Head	28.18	57.52				
		Rectus Femoris	1.02	23.74	63.43	65.90		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	65.13	82.64	100.00		
		Iliopsoas	53.41	73.32				
15	1	Soleus Ankle	18.42	65.14				
		Tibialis Anterior	0.00	14.38	61.17	73.33	93.45	100.00
		Gastrocnemius Medialis	15.52	64.25				
		Vastus	4.43	21.83	42.28	56.79		
		Biceps Femoris Short Head	44.52	76.14				
		Rectus Femoris	6.92	24.19	62.71	75.28		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	45.06	65.90	73.32	92.51	100.00
		Iliopsoas	65.25	73.93				
	2	Soleus Ankle	23.91	54.87				
		Tibialis Anterior	0.00	9.92	55.51	85.32	96.92	100.00
		Gastrocnemius Medialis	12.12	63.53				
		Vastus	5.21	24.19	61.97	72.63		
		Biceps Femoris Short Head	45.31	76.41				
		Rectus Femoris	5.72	24.32	57.42	75.19		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	26.32	43.42	79.29	94.13	100.00
		Iliopsoas	61.14	72.41				
16	1	Soleus Ankle	17.33	54.84				
		Tibialis Anterior	0.00	25.19	58.69	77.81	94.61	100.00
		Gastrocnemius Medialis	4.14	53.38				
		Vastus	3.47	25.42	55.29	75.81		
		Biceps Femoris Short Head	31.71	63.31				
		Rectus Femoris	6.17	19.82	54.68	100.00		

		Biceps Femoris Long Head	0.00	24.21	55.38	73.32	95.46	100.00
		Iliopsoas	61.12	76.32				
	2	Soleus Ankle	4.21	56.31				
		Tibialis Anterior	0.00	16.31	56.18	74.25	96.36	100.00
		Gastrocnemius Medialis	6.23	56.42				
		Vastus	8.52	23.52	54.66	65.28		
		Biceps Femoris Short Head	23.54	58.25				
		Rectus Femoris	2.93	24.83	62.85	68.56		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	63.12	83.24	100.00		
		Iliopsoas	52.41	74.42				
17	1	Soleus Ankle	18.81	74.03				
		Tibialis Anterior	0.00	12.31	56.25	75.26	96.13	100.00
		Gastrocnemius Medialis	10.42	54.27				
		Vastus	6.58	26.34	47.12	55.05		
		Biceps Femoris Short Head	45.36	76.18				
		Rectus Femoris	5.14	25.81	62.41	74.43		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	42.41	66.41	78.28	96.49	100.00
		Iliopsoas	62.48	81.26				
	2	Soleus Ankle	14.24	57.92				
		Tibialis Anterior	0.00	4.21	57.56	82.29	97.21	100.00
		Gastrocnemius Medialis	14.23	55.28				
		Vastus	5.21	22.31	63.13	75.71		
		Biceps Femoris Short Head	44.28	72.42				
		Rectus Femoris	6.56	24.81	56.34	78.36		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	22.24	46.11	76.48	97.13	100.00
		Iliopsoas	63.41	72.24				
18	1	Soleus Ankle	17.31	53.52				
		Tibialis Anterior	0.00	25.14	58.12	74.12	95.87	100.00
		Gastrocnemius Medialis	8.81	60.32				

19		Vastus	5.91	24.94	56.84	71.34		
		Biceps Femoris Short Head	34.83	62.88				
		Rectus Femoris	4.91	13.94	57.52	100.00		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	25.33	52.84	78.71	95.46	100.00
		Iliopsoas	61.52	82.56				
	2	Soleus Ankle	18.64	54.85				
		Tibialis Anterior	0.00	15.41	56.82	75.72	95.54	100.00
		Gastrocnemius Medialis	7.42	55.47				
		Vastus	4.92	26.18	56.52	64.83		
		Biceps Femoris Short Head	24.18	56.58				
		Rectus Femoris	4.24	25.83	64.12	64.32		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	62.45	82.18	100.00		
		Iliopsoas	54.34	72.11				
	1	Soleus Ankle	23.28	73.61				
		Tibialis Anterior	0.00	15.42	55.32	74.72	95.93	100.00
		Gastrocnemius Medialis	11.84	54.36				
		Vastus	5.34	25.26	45.28	55.42		
		Biceps Femoris Short Head	43.42	71.42				
		Rectus Femoris	6.34	25.32	61.95	75.13		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	45.38	60.24	74.55	96.24	100.00
		Iliopsoas	60.63	73.84				
	2	Soleus Ankle	19.61	55.84				
		Tibialis Anterior	0.00	8.93	54.71	86.83	98.94	100.00
		Gastrocnemius Medialis	10.46	56.83				
		Vastus	7.63	25.84	62.24	72.76		
		Biceps Femoris Short Head	43.23	75.27				
		Rectus Femoris	3.64	25.76	54.95	72.45		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	23.21	44.65	75.86	95.48	100.00
		Iliopsoas	64.63	72.12				

20	1	Soleus Ankle	18.15	56.16				
		Tibialis Anterior	0.00	23.95	55.94	74.14	96.94	100.00
		Gastrocnemius Medialis	10.04	53.57				
		Vastus	7.37	24.15	56.93	73.75		
		Biceps Femoris Short Head	39.82	65.36				
		Rectus Femoris	3.85	15.84	55.62	100.00		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	23.42	58.16	73.23	94.73	100.00
		Iliopsoas	60.23	81.74				
	2	Soleus Ankle	17.43	53.95				
		Tibialis Anterior	0.00	17.45	53.86	77.43	95.76	100.00
		Gastrocnemius Medialis	8.84	56.33				
		Vastus	6.92	25.85	56.94	64.55		
		Biceps Femoris Short Head	24.85	53.85				
		Rectus Femoris	3.96	23.75	61.43	66.94		
		Biceps Femoris Long Head	0.00	63.32	86.24	100.00		
		Iliopsoas	52.84	72.63				

Tabel L.E Hasil fase gait dari data wearable sensor

Subjek	Kaki	Fase Gait (%)				
		IC	FF	HO	TO	IC
1	Kanan	0.00	20.54	25.37	60.66	100.00
	Kiri	0.00	22.49	30.61	63.23	100.00
2	Kanan	0.00	24.45	34.45	67.88	100.00
	Kiri	0.00	21.56	37.98	65.69	100.00
3	Kanan	0.00	25.86	31.76	63.84	100.00
	Kiri	0.00	24.87	32.65	61.98	100.00
4	Kanan	0.00	22.68	31.54	64.13	100.00
	Kiri	0.00	23.68	26.87	64.93	100.00
5	Kanan	0.00	22.94	35.29	62.74	100.00

	Kiri	0.00	23.19	32.67	65.87	100.00
6	Kanan	0.00	20.40	31.90	63.96	100.00
	Kiri	0.00	22.90	32.93	62.23	100.00
7	Kanan	0.00	22.31	34.41	64.32	100.00
	Kiri	0.00	21.98	33.86	66.97	100.00
8	Kanan	0.00	23.86	32.76	62.84	100.00
	Kiri	0.00	23.87	31.65	63.98	100.00
9	Kanan	0.00	21.67	32.98	63.78	100.00
	Kiri	0.00	23.74	30.98	64.86	100.00
10	Kanan	0.00	22.65	36.76	64.68	100.00
	Kiri	0.00	23.48	35.87	67.56	100.00
11	Kanan	0.00	21.36	34.89	63.71	100.00
	Kiri	0.00	23.41	32.81	62.03	100.00
12	Kanan	0.00	23.36	33.91	66.82	100.00
	Kiri	0.00	22.53	36.93	64.94	100.00
13	Kanan	0.00	24.68	32.71	65.62	100.00
	Kiri	0.00	22.74	33.75	62.83	100.00
14	Kanan	0.00	24.91	33.13	63.94	100.00
	Kiri	0.00	23.78	32.26	65.88	100.00
15	Kanan	0.00	21.67	34.36	64.85	100.00
	Kiri	0.00	22.71	33.45	64.89	100.00
16	Kanan	0.00	22.83	33.57	64.72	100.00
	Kiri	0.00	21.51	34.28	63.85	100.00
17	Kanan	0.00	23.43	35.27	67.81	100.00
	Kiri	0.00	22.67	35.91	67.81	100.00
18	Kanan	0.00	21.73	33.51	63.82	100.00
	Kiri	0.00	22.73	33.86	62.45	100.00
19	Kanan	0.00	22.83	33.17	62.37	100.00
	Kiri	0.00	24.81	32.95	63.48	100.00
20	Kanan	0.00	25.53	35.49	65.73	100.00
	Kiri	0.00	23.14	34.68	68.71	100.00

Tabel L.F. Hasil dari FHS dan FTO pada analisa kinetik data Force Plate

Subjek	IHS (s,N)	ITO (s,N)	rHS (s,N)	rTO (s,N)	IHS (s,N)	ITO (s,N)	FHS (s,N)	FHS (s,N)	FTO (s,N)	FTO (s,N)
1	0.070, 25	1.055, 22	0.830, 24	1.795, 25	1.555, 23	2.465, 23	0.830, 505	1.555, 510	1.055, 460	1.795, 479
2	0.070, 23	1.040, 24	0.825, 21	2.065, 23	1.870, 25	2.725, 23	0.825, 559	1.870, 567	1.040, 505	2.065, 521
3	0.070, 26	0.985, 30	0.76, 27	2.285, 26	1.996, 28	2.885, 29	0.760, 392	1.996, 389	0.985, 255	2.285, 259
4	0.070, 27	0.950, 25	0.715, 27	2.210, 27	1.970, 27	2.805, 23	0.715, 556	1.970, 544	0.950, 517	2.210,514
5	0.070, 19	0.855, 20	0.630, 17	2.375,19	2.065, 16	2.960, 17	0.630, 591	2.065, 576	0.855, 523	2.375, 543
6	0.070, 21	1.067, 23	0.851, 23	1.884, 24	1.695, 23	2.486, 23	0.851, 668	1.695, 671	1.067, 649	1.884, 651
7	0.070, 24	1.081, 25	0.898, 24	2.061, 26	1.865, 25	2.825, 27	0.898, 840	1.865, 836	1.081, 811	2.061, 803
8	0.070, 26	1.005, 30	0.743, 26	1.969, 28	1.634, 28	2.785, 29	0.743, 529	1.634, 531	1.005, 504	1.969, 518
9	0.070, 22	0.998, 21	0.798, 25	2.077, 23	1.878, 27	2.805, 26	0.798, 513	1.878, 528	0.998, 501	2.077, 517
10	0.070, 19	0.995, 20	0.811, 20	2.281,23	1.965, 16	2.997, 17	0.811, 520	1.965, 516	0.995, 491	2.281,504
11	0.070, 27	1.153, 26	0.913, 26	2.086, 25	1.852, 29	2.751, 28	0.913, 821	1.852, 813	1.153, 822	2.086, 807
12	0.070, 23	1.246, 21	1.051, 22	2.128, 23	1.932, 25	2.865, 23	1.051, 426	1.932, 418	1.246, 406	2.128, 411
13	0.070, 24	1.175, 30	0.981, 21	2.115, 26	1.951, 23	2.905, 24	0.981, 584	1.951, 589	1.175, 565	2.115, 581
14	0.070, 21	1.557, 25	1.391, 21	2.710, 27	2.510, 25	3.361, 23	1.391, 626	2.510, 614	1.557, 619	2.710, 618
15	0.070, 25	1.356, 24	1.159, 24	2.592,19	2.393, 22	3.165, 25	1.159, 481	2.393, 496	1.356, 475	2.592, 497
16	0.070, 24	1.367, 25	1.151, 23	2.561, 24	2.315, 23	3.152, 22	1.151, 464	2.314, 451	1.367, 447	2.561, 453
17	0.070, 24	1.163, 25	0.904, 25	2.031, 26	1.841, 25	2.768, 22	0.904, 403	1.841, 416	1.163, 411	2.031, 403
18	0.070, 21	1.215, 23	1.004, 22	2.117, 28	1.917, 22	2.861, 23	1.004, 409	1.917 391	1.215, 394	2.117, 396
19	0.070, 22	1.065, 21	0.851, 25	1.967, 23	1.762, 22	2.657, 26	0.851, 437	1.762, 429	1.065, 432	1.967, 417
20	0.070, 22	1.081, 20	0.835, 20	1.981,23	1.734, 21	2.653, 24	0.835, 586	1.734, 596	1.081, 593	1.981,584

Tabel L.G. Hasil analisa temporal dari gait data menggunakan Optotrak Certus 3020

		Kecepatan (m/s)	Waktu Stride (s)	Cadence	Waktu Stance (s)	Waktu Swing (s)	Panjang Stride (m)
Subjek	1	0.63	1.79	33.45	1.08	0.72	1.13
	2	0.62	2.02	29.76	1.21	0.81	1.25
	3	0.38	2.21	27.14	1.33	0.88	0.84
	4	0.40	2.28	26.37	1.37	0.91	0.91
	5	0.64	2.17	27.63	1.30	0.87	1.39
	6	0.60	1.90	31.58	1.14	0.76	1.14
	7	0.59	2.03	29.50	1.22	0.81	1.20
	8	0.62	1.90	31.53	1.14	0.76	1.18
	9	0.61	2.03	29.52	1.22	0.81	1.24
	10	0.50	2.20	27.27	1.32	0.88	1.10
	11	0.48	2.08	28.80	1.25	0.83	1.00
	12	0.43	2.12	28.35	1.27	0.85	0.91
	13	0.45	2.11	28.42	1.27	0.84	0.95
	14	0.40	2.70	22.22	1.62	1.08	1.08
	15	0.39	2.59	23.17	1.55	1.04	1.01
	16	0.41	2.56	23.43	1.54	1.02	1.05
	17	0.47	2.02	29.68	1.21	0.81	0.95
	18	0.46	2.11	28.45	1.27	0.84	0.97
	19	0.61	1.95	30.76	1.17	0.78	1.19
	20	0.63	1.98	30.24	1.19	0.79	1.25

RIWAYAT HIDUP PENULIS



Nama : Nita Zelfia Dinianti Luzi Mulyawati

Alamat : Dusun Bunder RT/RW 014/003,
Kel. Sumberpinang, Kec. Pakusari,
Jember, Jawa Timur

Tempat, Tanggal Lahir : Jember, 29 Januari 1991

Jenis Kelamin : Perempuan

Agama : Islam

Status : Belum Menikah

No. Telepon : +62 812 525 680 18

Email : nita.zelfia@gmail.com

Riwayat Pendidikan : 1. SDN Karangrejo 02 Jember
2. SMPN 3 Jember
3. SMAN 1 Jember
4. Strata-1, Universitas Airlangga

